

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

*Rosemary Sadami Arai Shinkai*

**AVALIAÇÃO DO DESENVOLVIMENTO *in vitro*  
DE CÁRIE SECUNDÁRIA EM ESMALTE E DENTINA RADICULAR  
ADJACENTES A RESTAURAÇÃO METÁLICA CIMENTADA.**

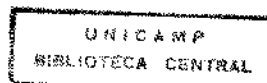
**Comparação entre cimento de ionômero de vidro modificado por resina  
e cimento de fosfato de zinco.**

Este exemplar foi  
devolvido corrigido  
de acordo com a  
resolução CCE 036/83  
Piracicaba, 31/03/1999  
Dr. Hel Bel Lemmy

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da Universidade  
Estadual de Campinas para obtenção do  
título de Mestre em Clínica Odontológica,  
concentração em Prótese Dental

Piracicaba – SP

1999



6600766



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

*Rosemary Sadami Arai Shinkai*

**AVALIAÇÃO DO DESENVOLVIMENTO *in vitro*  
DE CÁRIE SECUNDÁRIA EM ESMALTE E DENTINA RADICULAR  
ADJACENTES A RESTAURAÇÃO METÁLICA CIMENTADA.**

**Comparação entre cimento de ionômero de vidro modificado por resina  
e cimento de fosfato de zinco.**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da Universidade  
Estadual de Campinas para obtenção do  
título de Mestre em Clínica Odontológica,  
concentração em Prótese Dental

Orientadora: Profa. Dra Altair A. Del Bel Cury,  
FOP / UNICAMP

Co-orientador: Prof. Dr Jaime Aparecido Cury,  
FOP / UNICAMP

Piracicaba – SP

1999

UNIDADE	N.º CHAMADA:
DATA	
PREC.º	
PROC.	
TOMBO BC/	
V.º	
UNIDADE	N.º CHAMADA:

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
DATA	
PREC.º	
PROC.	
TOMBO BC/	37535
V.º	229/99
UNIDADE	
N.º CHAMADA:	

CM-00122965-4

### Ficha Catalográfica

Sh63a

Shinkai, Rosemary Sadami Arai.

Avaliação do desenvolvimento *in vitro* de cárie secundária em esmalte e dentina radicular adjacentes a restauração metálica cimentada : comparação entre cimento de ionômero de vidro modificado por resina e cimento de fosfato de zinco. / Rosemary Sadami Arai Shinkai. — Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.  
139f. : il.

Orientadores : Prof.ª. Dr.ª. Altair Antoninha Del Bel Cury, Prof. Dr. Jaime Aparecido Cury.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária. 2. Cimentos dentários. 3. Cáries dentárias. 4. Dentes - Desmineralização. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha. II. Cury, Jaime Aparecido. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

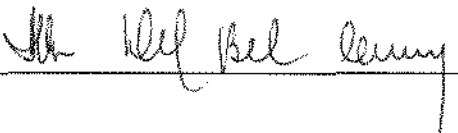
Ficha Catalográfica Elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba / UNICAMP.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 19 de Fevereiro de 1999, considerou a candidata ROSEMARY SADAMI ARAI SHINKAI aprovada.

1. Profa. Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY 

2. Prof. Dr. FERNANDO DA CUNHA RIBEIRO 

3. Profa. Dra. TOMIE NAKAKUKI DE CAMPOS 

À minha família,

meus pais, Sadao e Mitsue,

meus irmãos, Roseli (Ica) e Roberto (Beto),

sempre presentes  
nos momentos grandes e pequenos  
da minha vida

dedico este trabalho

## *Agradecimento especial*

À Profa. Dra. Altair A. Del Bel Cury e  
ao Prof. Dr. Jaime Aparecido Cury,

não somente pela orientação segura neste trabalho,  
mas principalmente pela acolhida e pelo incentivo  
ao meu crescimento acadêmico e pessoal.

Muito obrigada.

Ao Prof. Dr. Fernando da Cunha Ribeiro e  
à Profa. Dra. Tomie Nakakuki de Campos,

meus professores desde a graduação,  
pela amizade, estímulo e exemplo.

Aos mestres, com carinho.

## ***Agradecimentos***

*A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.*

À Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pela concessão da bolsa de estudos.

Aos docentes do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica e das disciplinas de Prótese da FOP-UNICAMP, pelo convívio e ensinamentos recebidos.

Aos professores e colegas da Disciplina de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, que incentivaram meus primeiros passos científicos.

Ao engenheiro agrônomo Marcelo Corrêa Alves, do Setor de Informática da Escola Superior de Agronomia “Luiz de Queiroz” – SIESALQ-USP, pela realização da análise estatística.

Ao Prof. Dr. Luís André Freire Pimenta, do Departamento de Dentística da FOP-UNICAMP, pelo empréstimo de sua tese de doutoramento, de grande valia para o delineamento da metodologia deste trabalho.

À Profa. Dra. Maria Tereza Vitral de Carvalho Derbyshire, do CENA-USP, pela atenção e pelas informações sobre o formato da revisão de literatura.

À Profa. Dra. Cinthia P. Machado Tabchoury, da Disciplina de Bioquímica Oral, da FOP-UNICAMP, pela atenção, amizade e apoio técnico no preparo das soluções e na análise química de cálcio.

Aos técnicos do Laboratório de Bioquímica Oral, da FOP-UNICAMP, Mariza de Jesus Carlos Soares, Waldomiro Vieira Filho e José Alfredo da Silva, pelo carinho demonstrado e pelo auxílio no preparo das soluções e análises químicas.

Aos professores da FOP-UNICAMP Cinthia P. Machado Tabchoury, Guilherme Elias Pessanha Henriques e Luís André Freire Pimenta, membros da Banca de Qualificação, pelas correções e sugestões para a versão final deste trabalho.

Às bibliotecárias Marilene Girello e Heloísa Maria Ceccotti pelo auxílio na correção das referências bibliográficas e confecção da ficha catalográfica.

À Érica Alessandra Pinho, da Secretaria de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP, pela atenção em todas as fases administrativas.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, concentração em Prótese, André, Cicero, Eduardo Carrilho, Eduardo Rocha, Fred, Glauco, Luiz Henrique, Kátia, Kina, Maria Helena, Mello, Paulo, Ricardo, Rodrigo, Sílvia, Valmir, Vera, Viviane, e às graduandas Dani e Tati, pelo companheirismo e amizade.

Aos colegas de pesquisa no Laboratório de Bioquímica Oral, da FOP-UNICAMP, Adriana, Alessandra, Aline, Ana Maria, Augusta, Carla, Carol, Celso, Daniel, Eliane, Michel, Mitsue, Paulo, Rodrigo, Saul, Silvana, Sílvia e Ynara, e Beth (Farmacologia), pelas contribuições e amizade.

Aos amigos Solimar, Mello e Rodrigo, pelas sugestões e apoio nas horas mais difíceis.

Aos meus companheiros e amigos Carrilho, Luiz Henrique, Kina, Ricardo e Sílvia, sem os quais a passagem por Piracicaba não seria a mesma.



## **SUMÁRIO**

LISTAS	1
RESUMO	10
INTRODUÇÃO	11
REVISÃO DA LITERATURA	14
PROPOSIÇÃO	57
METODOLOGIA	58
1. Delineamento Experimental	58
2. Preparo Cavitário e Restauração dos Dentes	59
2.1 Materiais	59
2.2 Preparo cavitário e obtenção da restauração metálica	60
2.3 Procedimento restaurador	63
3. Preparo das amostras para a ciclagem de desmineralização- remineralização	64
4. Tratamento – Ciclagem de desmineralização-remineralização (Ciclagem de pH)	67
5. Preparo dos corpos-de-prova para análise de microdureza	69
6. Análise de microdureza interna	72
7. Perda mineral	77
8. Análise estatística	78

RESULTADOS	82
DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	105
CONCLUSÕES	113
ANEXOS	114
APÊNDICES	117
SUMMARY	126
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	127

## LISTAS

### **1. Lista de Figuras**

Figura 1. Esquema do delineamento experimental utilizado.	58
Figura 2. Obtenção da restauração metálica: A. Microesfera para rolamento e ponta diamantada utilizadas; B. Microesferas fixadas com adesivo em suporte (à esquerda) e desgastadas até aproximadamente a metade (à direita); C. Jateamento da meia-esfera com óxido de alumínio; D. Cimentação da restauração metálica.	62
Figura 3. Esquema da obtenção dos grupos experimentais.	63
Figura 4. Esquema do isolamento dos grupos FZ e IV (RM: restauração metálica cimentada).	65
Figura 5. Blocos dentais dos grupos C2, FZ e IV isolados com cera pegajosa e esmalte para a ciclagem de pH.	66
Figura 6. Grupos C2, FZ e IV preparados para a ciclagem de pH em recipientes separados.	66
Figura 7. Esquema da ciclagem de desmineralização-remineralização.	68
Figura 8. Corpo-de-prova pronto para o teste de microdureza dos blocos dentais embutidos.	71
Figura 9. Esquema dos pontos de medição de microdureza Knoop.	73

- Figura 10. Indentações em esmalte no Grupo FZ. Aumento de 100 vezes. (E: esmalte; D: dentina; R: resina; RM: restauração metálica; FZ: fosfato de zinco) 75
- Figura 11. Indentações em dentina radicular no Grupo IV. Aumento de 100 vezes. (D: dentina; R: resina; RM: restauração metálica; IV: ionômero de vidro modificado por resina) 75
- Figura 12. Indentações em esmalte no Grupo C1. Aumento de 100 vezes. (E: esmalte; D: dentina; R: resina) 76
- Figura 13. Indentações em dentina radicular no Grupo C2. Aumento de 500 vezes. (D: dentina; R: resina) 76
- Figura 14. Dureza da dentina radicular (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com fosfato de zinco. 84
- Figura 15. Dureza da dentina radicular (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com ionômero de vidro modificado por resina. 84
- Figura 16. Curva de regressão linear da dureza de dentina radicular em função da profundidade. 85
- Figura 17. Comparação da dureza Knoop de dentina radicular referente aos tratamentos (C1, C2, FZ e IV) dentro de cada profundidade. 88
- Figura 18. Comparação da dureza Knoop de dentina radicular referente às profundidades (20, 40, 60 e 80  $\mu\text{m}$ ) dentro de cada tratamento. 90

Figura 19. Perfil mineral da dentina radicular conforme o tratamento (FZ, IV, C1, C2).	91
Figura 20. Dureza do esmalte (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com fosfato de zinco.	95
Figura 21. Dureza do esmalte (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com ionômero de vidro modificado por resina.	95
Figura 22. Curva de regressão linear da dureza do esmalte em função da profundidade.	96
Figura 23. Comparação da dureza Knoop do esmalte referente aos tratamentos (C1, C2, FZ e IV) dentro de cada profundidade.	99
Figura 24. Comparação da dureza Knoop do esmalte referente às profundidades (20, 40, 60 e 80 $\mu$ m) dentro de cada tratamento.	101
Figura 25. Perfil mineral do esmalte conforme o tratamento (FZ, IV, C1, C2).	102

## 2. Lista de Quadros

Quadro 1. Protocolos de ciclagem de pH (de desmineralização / remineralização).	49
Quadro 2. Cimentos dentários estudados.	60
Quadro 3. Grupos experimentais.	64

## 3. Lista de Tabelas

Tabela 1. Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (12), Tratamento (2), Distância (3) e Profundidade (4) e suas interações, em dentina radicular.	82
Tabela 2. Dureza Knoop da dentina radicular (média e desvio-padrão) em função do tipo de cimento, da profundidade (P) em relação à superfície externa e da distância (A, B, C) a partir das margens do preparo com restauração cimentada.	83
Tabela 3. Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (12), Tratamento (4) e Profundidade (4) e suas interações, em dentina radicular.	86
Tabela 4. Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes aos tratamentos (C1, C2, FZ, IV) dentro de cada profundidade (P), em dentina radicular.	87

Tabela 5. Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes às profundidades dentro de cada tratamento (C1, C2, FZ, IV), em dentina radicular.	89
Tabela 6. Médias (desvio-padrão) da Área integrada e da Perda mineral ( $\Delta Z$ ) de acordo com o tratamento, em dentina radicular.	92
Tabela 7. Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (12), Tratamento (2), Distância (3) e Profundidade (4) e suas interações, em esmalte.	93
Tabela 8. Dureza Knoop em esmalte (média e desvio-padrão) em função do tipo de cimento, da profundidade (P) em relação à superfície externa e da distância (A, B, C) a partir das margens do preparo com restauração cimentada.	94
Tabela 9. Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (12), Tratamento (4) e Profundidade (4) e suas interações, em esmalte.	97
Tabela 10. Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes aos tratamentos (C1, C2, FZ, IV) dentro de cada profundidade (P), em esmalte.	98
Tabela 11. Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes às profundidades dentro de cada tratamento (C1, C2, FZ, IV), em esmalte.	100
Tabela 12. Médias (desvio-padrão) da Área integrada e da Perda mineral ( $\Delta Z$ ) de acordo com o tratamento, em esmalte.	103

Tabela 13. Média (desvio-padrão) e amplitude de variação da espessura de película (em  $\mu\text{m}$ ) de cimento de fosfato de zinco e de ionômero de vidro modificado por resina, em esmalte e dentina radicular. 104

#### 4. Lista de Abreviaturas, Siglas, Sinais e Símbolos

%	por cento
$\geq$	igual ou maior que
$^{\circ}\text{C}$	graus Celsius
$\mu\text{m}$	micrometro
$\Delta Z$	valor de perda mineral
$<$	menor que
ANSI/ADA	American National Standards Institute/ American Dental Association
$\text{Ca}^{+2}$	íon cálcio
$\text{CaCl}_2$	cloreto de cálcio
$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	fosfato de cálcio
DES	desmineralização, solução desmineralizante
g	grama (s)
gf	grama-força
h	hora (s)
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
KCl	cloreto de potássio
kg	quilograma(s)
$\text{kg.m}^{-2}$	quilograma por metro quadrado
$\text{kg.m}^{-3}$	quilograma por metro cúbico
kgf	quilograma-força
$\text{kgf/cm}^2$	quilograma-força por centímetro quadrado



$\text{KH}_2\text{PO}_4$	fosfato ácido de potássio
KHN	valor de dureza Knoop
$\text{KHN}^{\frac{1}{2}}$	raiz quadrada do valor de dureza Knoop
KOH	hidróxido de potássio
M	molar
$\text{MgCl}_2$	cloreto de magnésio
min	minuto(s)
mL	mililitro
$\text{mL/mm}^2$	mililitro por milímetro quadrado
mm	milímetro
mM	milimolar
$\text{mm}^2$	milímetro quadrado
mmol/L	milimolar por litro
MOD	mésio-ocluso-distal
MPa	mega-Pascal
n	número de amostras
$\text{Na H}_2 \text{PO}_4$	fosfato ácido de sódio
NaCl	cloreto de sódio
NaOH	hidróxido de sódio
$\text{PO}_4^{-3}$	íon fosfato
ppm	parte(s) por milhão
RE	remineralização, solução remineralizante
s	segundo(s)
vol %. $\mu\text{m}$	porcentagem em volume vezes a profundidade em micrometros
e.g.	por exemplo
et al.	e outros (abreviatura de “et alii”)
<i>S.mutans</i>	<i>Streptococcus mutans</i>

#### **4. Lista de Materiais e Equipamentos**

- Aparelho de ultra-som THORNTON, modelo T7. THORNTON-INPEC Eletrônica Ltda, Vinhedo, SP, Brasil.
- Câmera fotográfica OLYMPUS PM-10M, Photomicrographic System Camera. OLYMPUS OPTICAL CO., LTD., Tokyo, Japan.
- Cera pegajosa "Sticky wax" KERR. KERR Corporation, Ronulus, MI, USA.
- Cimento de fosfato de zinco CIMENTO DE ZINCO. SS WHITE Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Cimento de ionômero de vidro modificado por resina 3M VITREMER – Luting Cement. 3M Dental Products, Saint Paul, MN, USA.
- Cortadeira metalográfica elétrica BUEHLER-ISOMET. BUEHLER, Lake Bluff, IL, USA.
- Detergente BUEHLER – Ultramet sonic cleaning solution. BUEHLER, Lake Bluff, IL, USA.
- Disco diamantado de dupla-face BUEHLER – DIAMOND WAFERING BLADE, série 15 HC – DIAMOND, no. 11-4244. BUEHLER, Lake Bluff, IL, USA.
- Discos de feltro BUEHLER POLISHING CLOTH MICROCLOTH with adhesive No. 40-7218. BUEHLER, Lake Bluff, IL, USA.
- Discos de lixa BUEHLER MICRO CUT DISCS – ULTRA FINE grit 1200. BUEHLER, Lake Bluff, IL, USA.

- Discos de lixa CARBIMET PAPER DISCS 320 grit, 600 grit. BUEHLER, Lake Bluff, IL, USA.
- Embutidora AROTEC PRE-30. AROTEC S.A. Indústria e Comércio, Brasil.
- Esmalte para unhas REVLON – Creme 3994-43. REVLON Consumer Products Corporation, New York, NY, USA.
- Estufa para secagem e esterilização MARCONI, modelo MA 033. Marconi, Piracicaba, SP, Brasil.
- Lixadeira-politriz elétrica AROTEC, modelo APL-4. AROTEC S.A. Indústria e Comércio, Brasil.
- Microdurômetro SHIMADZU, HMV2000. SHIMADZU Corporation, Kyoto, Japão.
- Microesfera para rolamento FAG. Rolamentos FAG Ltda, São Paulo, SP, Brasil.
- Microjato BIO-ART. BIO-ART Equip. Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil.
- Ponta diamantada K.G. SORENSEN No. 1014. K.G. SORENSEN Ind. e Com. Ltda, Barueri, SP, Brasil.
- Resina acrílica de polimerização lenta para base de dentadura incolor CLÁSSICO. Artigos Odontológicos Classico, São Paulo, SP, Brasil.
- Suspensões de diamante BUEHLER – Metadi Diamond Suspension, Water Base No. 40-6530 (1 micron), No. 40-6531 (3 micron), No. 40-6532 (6 micron). BUEHLER, Lake Bluff, IL, USA.

## ***RESUMO***

## **RESUMO**

A cárie secundária é apontada como a principal causa de fracasso de restaurações fixas indiretas. Materiais que liberam flúor têm sido recomendados para pacientes com alto risco à cárie, mas não há evidências conclusivas sobre seu efeito em próteses fixas. Este trabalho avaliou a influência do cimento de ionômero de vidro modificado por resina no desenvolvimento *in vitro* de cárie em esmalte e dentina radicular adjacentes a restauração metálica cimentada, em comparação com o cimento de fosfato de zinco. A parte cervical (coroa-raiz) de 12 terceiros molares humanos foi seccionada em 4 blocos, que foram aleatoriamente divididos em 4 Grupos (n=12; 1 bloco de cada dente/grupo): FZ (restauração cimentada com cimento de fosfato de zinco), IV (restauração cimentada com ionômero de vidro modificado por resina), C1 (controle negativo – sem restauração e sem ciclagem de pH) e C2 (controle positivo – sem restauração e com ciclagem de pH). Em FZ e IV, restaurações metálicas foram cimentadas em preparos cavitários feitos no limite coroa-raiz. Os grupos FZ, IV e C2 foram submetidos à ciclagem de pH (7 h em solução desmineralizante e 17 h em solução remineralizante), a 37 °C, durante 8 ciclos. Todos os blocos foram seccionados, embutidos em resina acrílica e polidos. A leitura da microdureza Knoop do esmalte e da dentina radicular foi realizada em profundidade (em relação à superfície dental) de 20, 40, 60 e 80 µm, e em distância (a partir do preparo cavitário) de 20, 120 e 220 µm. A partir dos valores de dureza, foram obtidos os valores de perda mineral. A análise estatística foi realizada por ANOVA, teste de Tukey (nível de significância de 5%) e análise de regressão. Os Grupos FZ, IV e C2 apresentaram desmineralização em relação a C1, sendo mais superficial em esmalte que em dentina radicular. Em dentina radicular, a perda mineral de FZ e IV foi menor que a de C2. Em relação à distância da restauração, não se verificou influência da interface dente-restauração. Não houve diferença significativa entre os dois tipos de cimento quanto à dureza e perda mineral em ambos os substratos dentais.

**PALAVRAS-CHAVE:** Prótese Parcial Fixa, Cimentos Dentários, Cárie Dentária, Desmineralização do Dente

# ***INTRODUÇÃO***

**F**unção, estética e saúde compõem a tríade básica de objetivos a serem alcançados por todo tratamento odontológico restaurador. Para próteses fixas, unitárias ou múltiplas, a longevidade da restauração representa também uma meta de primeira importância no plano de tratamento. Restaurações indiretas cimentadas têm custo financeiro mais elevado e são procedimentos invasivos que geralmente requerem grande desgaste de estrutura dental sadia. Assim, a relação custo *versus* benefício torna-se intimamente dependente do fator tempo, ou seja, deve-se considerar uma durabilidade mínima do trabalho para que este seja vantajoso para o paciente.

A análise da longevidade de próteses fixas é complexa pois vários fatores estão envolvidos nas fases de planejamento, execução e manutenção. CREUGERS *et al.*<sup>10</sup> (1994) verificaram uma sobrevida de aproximadamente 74% das próteses fixas convencionais após 15 anos de uso clínico, comprovando a viabilidade desse tipo de tratamento. Entretanto, com o aumento da expectativa de vida e da retenção dos dentes naturais pela população que está envelhecendo, torna-se imperativo reconhecer os fatores de insucesso das restaurações para instituir medidas preventivas que evitem ou minimizem possíveis falhas e, conseqüentemente, prolonguem a sobrevida do trabalho protético. Estudos longitudinais com acompanhamento a longo prazo têm demonstrado que o principal problema associado ao fracasso parcial ou total de próteses fixas está relacionado com a ocorrência de cárie secundária (KARLSSON<sup>34</sup>, 1989; SUNDH & ÖDMAN<sup>77</sup>, 1997; VALDERHAUG *et al.*<sup>84</sup>, 1997).

Os dicionários e glossários odontológicos definem cárie secundária como a lesão de cárie que ocorre ao redor da restauração. Em restaurações indiretas, a área

crítica de término do preparo apresenta ainda um elemento adicional: a linha de cimento. Nenhum material para cimentação disponível no mercado preenche todos os requisitos biológicos, mecânicos e técnicos do cimento ideal (ROSENTIEL *et al.*<sup>67</sup>, 1998). Contudo, uma abordagem mais racional para a seleção do cimento poderia aumentar a longevidade das restaurações (SMITH<sup>73</sup>, 1983) e um material com propriedade anticariogênica ou cariostática seria particularmente indicado para pacientes que tenham alto risco de cárie.

Desde a sua introdução clínica, cogitou-se que o cimento de ionômero de vidro para cimentação poderia ter efeito anticariogênico devido ao conteúdo de flúor\* presente em sua composição (WILSON *et al.*<sup>98</sup>, 1977). Embora seu mecanismo de ação não esteja esclarecido, a liberação de flúor pelo cimento de ionômero de vidro é considerada a provável causa de menor desmineralização dental ao redor de restaurações diretas (SERRA & CURY<sup>69</sup>, 1992; BENELLI *et al.*<sup>5</sup>, 1993; TEN CATE *et al.*<sup>82</sup>, 1995) e de aparelhos ortodônticos fixos (SILVERMAN *et al.*<sup>72</sup>, 1995; MARCUSSON *et al.*<sup>42</sup>, 1997). No entanto, em relação à Prótese Dental, há controvérsias quanto à ação inibitória do cimento de ionômero de vidro no desenvolvimento de cárie secundária em comparação com outros materiais, como o cimento de fosfato de zinco, considerado padrão de referência para cimentação devido a sua longa história de uso clínico (SMITH<sup>73</sup>, 1983). Apesar disso, a principal característica apontada para a escolha de cimentação com ionômero de vidro permanece sendo seu potencial anticariogênico (ROSENTIEL *et al.*<sup>67</sup>, 1998). Situação semelhante ocorre com o cimento de ionômero de vidro modificado por

---

\* Flúor – termo genérico para definir as formas iônicas (íon flúor, fluoreto), ionizável e não-ionizável do elemento flúor.



resina, desenvolvido para contornar algumas desvantagens do cimento de ionômero convencional e que vem sendo crescentemente utilizado para cimentação de próteses (NICHOLSON & CROLL<sup>58</sup>, 1997; ROSENTIEL *et al.*<sup>67</sup>, 1998). Sendo um material recente, não há na literatura trabalhos sobre a influência do ionômero de vidro modificado por resina em relação à cárie secundária em restaurações indiretas. Portanto, faz-se necessário um estudo para avaliar se esse cimento efetivamente apresenta efeito inibitório na desmineralização das margens de restaurações cimentadas.

***REVISÃO***  
***DA LITERATURA***

Neste capítulo são apresentados os trabalhos pertinentes a este estudo. A revisão da literatura foi subdividida em: 1) Película de cimento, cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro, 2) Cárie secundária e 3) Avaliação de desmineralização e remineralização dental.

### **1) Película de cimento, cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro**

A cimentação final é uma etapa extremamente crítica que contribui significativamente para o sucesso e a longevidade da restauração definitiva. Há vários aspectos importantes a serem considerados na cimentação de uma fundição. Tais aspectos estão relacionados com o preparo dental, o tipo de prótese e o agente cimentante. No sistema dente-cimento-prótese, o agente cimentante é a parte mais vulnerável. Além de apresentar propriedades físico-mecânicas inferiores ao dente e à prótese, a película de cimento implica na formação de duas interfaces – dente/cimento e cimento/prótese – também passíveis de falhas. Quanto mais fina a espessura de cimento, mais o conjunto dente-restauração depende das propriedades físicas do dente e da restauração (VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995). Assim, é desejável que a película de cimento e, principalmente, a exposição do cimento nas margens da prótese sejam mínimas.

A espessura de película final do cimento resulta da interação de diversos fatores: comportamento físico do cimento, tipo de preparo, tipo de prótese, técnica de manipulação do cimento e técnica de cimentação (WILSON<sup>101</sup>, 1992; CRAIG<sup>9</sup>, 1997). Em relação ao controle de qualidade do cimento dentário, a Especificação Número 96 da ANSI/ADA, de 1994, apresenta as determinações para os cimentos

destinados ao assentamento de restaurações de precisão, estabelecendo uma espessura de película máxima de 25 µm. Segundo CRAIG<sup>9</sup> (1997), tanto o cimento de fosfato de zinco quanto o cimento de ionômero de vidro para cimentação preenchem tal requisito.

A espessura de película é um fator importante no assentamento da restauração cimentada (SMITH<sup>73</sup>, 1983). O assentamento inadequado acarreta discrepância marginal, a qual, por sua vez, gera maior exposição marginal do cimento (WILSON<sup>101</sup>, 1992). Embora totalmente indesejável, essa discrepância envolvendo uma linha de cimento sempre existe, pois a via de escape do excesso de cimento é crescentemente diminuída com o assentamento da prótese (SMITH<sup>73</sup>, 1983).

A literatura relata grande variabilidade na dimensão da fenda marginal entre restauração fundida e dente. Em trabalho realizado *in vitro*, KIDD & McLEAN<sup>37</sup>, em 1979, observaram espessura de película de cimento entre 18 e 110 µm nas paredes da cavidade de incrustações em ouro, Classe V, cimentadas com fosfato de zinco e com cimento de ionômero de vidro convencional. Em relação a coroas totais cimentadas com fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, ionômero de vidro e cimentos resinosos, WHITE *et al.*<sup>93</sup> (1994) obtiveram valores de abertura marginal pré-cimentação entre 35 e 66 µm, e pós-cimentação variando de 0 a 1247 µm. Os maiores valores de desajuste foram relacionados com cimentos resinosos.

Estudos *in vivo* também apresentam grande variação intra e inter-estudos. Em 1971, McLEAN & VON FRAUNHOFER<sup>45</sup> observaram uma variação de 10 a 160 µm de abertura marginal de coroas e incrustações. Eles também citaram sucesso clínico no acompanhamento de 5 anos de mais de 1000 restaurações com discrepâncias marginais de magnitude semelhante, e ressaltaram que fendas menores que 80 µm eram impossíveis de detectar clinicamente com sonda exploradora ou

radiografias. Por sua vez, WHITE *et al.*<sup>96</sup>, em 1995, seccionaram molares com coroas totais que foram extraídos seis meses após a cimentação com fosfato de zinco e cimento híbrido de ionômero de vidro e resina, e verificaram que a abertura marginal vertical foi de 0 a 209  $\mu\text{m}$ .

Assim, inevitavelmente uma considerável linha de cimento está exposta ao agressivo meio bucal e submetida a constantes estresses físico-mecânico e químico. Entretanto, SMITH<sup>73</sup> (1983) ressaltou que as taxas de insucesso devido ao cimento, por falha mecânica ou dissolução, somente seriam elevadas quando a adaptação e/ou a retenção da peça protética fossem inadequadas. Além disso, em uma revisão sobre adaptação de próteses, PILO *et al.*<sup>62</sup> (1988) mencionaram que não há uma clara correlação clínica entre abertura marginal e dissolução de cimento pelos fluidos orais.

Em relação à solubilidade e degradação dos cimentos, a literatura é contraditória, existindo resultados concordantes para avaliação *in vitro* e *in vivo* (MESU & REEDIJK<sup>48</sup>, 1983) ou conflitantes (KNIBBS & WALLS<sup>39</sup>, 1989; CRAIG<sup>9</sup>, 1997). Segundo MESU & REEDIJK<sup>48</sup> (1983), o processo de degradação do cimento é uma sequência de absorção, desintegração e dissolução, dependente do fator tempo. Vários estudos têm demonstrado maior degradação do fosfato de zinco em relação ao ionômero de vidro (MESU & REEDIJK<sup>48</sup>, 1983; PLUIN *et al.*<sup>64</sup>, 1984; KNIBBS & WALLS<sup>39</sup>, 1989; HERSEK & CANAY<sup>31</sup>, 1996 ). No entanto, essa relativamente alta solubilidade do fosfato de zinco não tem sido considerada problemática desde que a restauração tenha boa adaptação marginal (ØILO<sup>59</sup>, 1991), pois a taxa de perda se tornaria controlada por difusão em relação ao meio e seria suficientemente lenta para conferir uma longa vida clínica (SMITH<sup>73</sup>, 1983).

SMITH<sup>73</sup> (1983) sugeriu que uma abordagem mais racional para a seleção do cimento poderia melhorar os resultados pós-operatórios e aumentar a longevidade média das restaurações. Também seria desejável o desenvolvimento de cimentos com maior resistência mecânica, menor dissolução nos fluidos bucais, propriedades adesivas e atividade anticariogênica. Contudo, atualmente não há um cimento ideal que preencha todos os requisitos mecânicos, biológicos e técnicos, além de apresentar estabilidade clínica a longo prazo (ROSENTIEL *et al.*<sup>67</sup>, 1998).

O cimento de fosfato de zinco, desenvolvido no século passado, ainda é amplamente utilizado para a cimentação de restaurações fundidas, sendo em geral o cimento de escolha (WHITE *et al.*<sup>92</sup>, 1992; VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995). Nos Estados Unidos, em uma pesquisa realizada na reunião anual da Academia Americana de Odontologia Estética em 1995 (CHRISTENSEN<sup>7</sup>, 1997), o cimento de fosfato de zinco foi citado por 24% dos consultados, para cimentação de coroas totais metálicas, metalocerâmicas ou metaloplásticas. O ionômero de vidro convencional obteve 25% das respostas, e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, 15%. Em outra pesquisa similar, realizada no Brasil (SHINKAI *et al.*<sup>70</sup>, 1998), durante um congresso direcionado para Prótese Dental, o cimento de fosfato de zinco foi apontado como material de eleição para a cimentação de próteses parciais fixas convencionais (79%) e de incrustações metálicas fundidas (77%). O cimento de ionômero de vidro (sem distinção entre o convencional e o modificado por resina) foi indicado em 20% e 13% das respostas para a cimentação de próteses fixas e incrustações, respectivamente.

O cimento de fosfato de zinco é apresentado comercialmente na forma de pó e líquido. Sua formulação não tem sofrido grandes modificações desde o início do século (VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995). O pó é constituído principalmente por óxido de zinco e 2 a 10% de óxido de magnésio. O líquido é uma solução aquosa de ácido

ortofosfórico, parcialmente neutralizado com a adição de 2 a 3% de alumínio e de 0 a 9% de zinco (SMITH<sup>73</sup>, 1983; CRAIG<sup>9</sup>, 1997). A reação de presa, do tipo ácido-base, ocorre prontamente entre os íons positivos de zinco e os grupos fosfato negativos, resultando em uma matriz amorfa hidratada de fosfato de zinco, que envolve partículas semi-dissolvidas de óxido de zinco.

Embora friável, o cimento de fosfato de zinco tem uma resistência suficiente para uma ampla aplicação como agente cimentante (ØILO<sup>59</sup>, 1991). Mesmo com simulação *in vitro* de envelhecimento, DRUMMOND *et al.*<sup>14</sup>, em 1988, verificaram que o cimento de fosfato de zinco não apresentou alteração significativa na resistência à compressão, após armazenamento em água destilada a 37 °C por até 2 anos. Entretanto, a análise da superfície dos cristais e da matriz do cimento de fosfato de zinco revelou uma ampla variedade de composições e estruturas cristalinas, indicando que ocorre alteração da morfologia e da composição dos cristais de fosfato à medida que o cimento envelhece. Já os cimentos de ionômero de vidro convencional e de policarboxilato de zinco apresentaram um aumento relativo de resistência com o envelhecimento nesse mesmo estudo.

As principais desvantagens do cimento de fosfato de zinco são (SMITH<sup>73</sup>, 1983; VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995): falta de adesão ao dente e à restauração, potencial de injúria química e térmica à polpa, mínimo efeito antibacteriano, e relativamente alta solubilidade no ambiente oral. Suas grandes vantagens são facilidade de manipulação e presa rápida (SMITH<sup>73</sup>, 1983; ØILO<sup>59</sup>, 1991), originando uma massa resistente a partir de consistência fluida, além de baixo custo. Devido ao desempenho clínico razoável e à longevidade de uso, o cimento de fosfato de zinco é geralmente considerado o padrão de referência para comparação com outros materiais para cimentação (SMITH<sup>73</sup>, 1983).

Dentre os demais cimentos disponíveis para cimentação definitiva de restaurações fundidas, o cimento de ionômero de vidro se destaca por apresentar duas propriedades peculiares: adesão química às estruturas dentais e liberação de flúor. Teoricamente essas características são bastante interessantes em um cimento porque um material adesivo poderia selar por completo a fenda marginal existente entre dente e restauração e melhorar a retenção (VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995), enquanto a liberação de flúor poderia propiciar ação cariostática (WILSON *et al.*<sup>98</sup>, 1977).

O cimento de ionômero de vidro foi concebido inicialmente para dentística restauradora no final da década de 60, envolvendo uma série de pesquisas para desenvolver um material estético com características superiores às do cimento de silicato, então o material mais utilizado para restaurações anteriores (WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988).

Os dois componentes essenciais do cimento de ionômero de vidro são um vidro básico de alumina-silicato contendo flúor e cálcio e um poliácido hidrossolúvel. O vidro é um polímero iônico, o qual contém sítios negativos vulneráveis ao ataque pelo ácido, possibilitando a formação do cimento. Em geral, o poliácido utilizado é um ácido polialcenóico, o qual é um polímero que contém radicais ácidos carboxílicos. Quando o pó do cimento e o líquido aquoso são misturados, ocorre uma reação de neutralização tipo ácido-base para formar um sal hidrogel. Os íons hidrogênio do poliácido dissolvem parte do vidro, liberando íons simples e complexos metálicos carregados positivamente (de cálcio, alumínio, sódio e silício) e íons flúor para a fase aquosa, e a parte superficial das partículas de vidro degrada-se em gel de sílica. O poliácido sofre geleificação pela formação de polissais de cálcio e alumínio, originando uma matriz com ligações cruzadas iônicas que envolve partículas de vidro não-atacadas circundadas por gel de sílica



(WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988; CRAIG<sup>9</sup>, 1997). Estudos recentes da microestrutura do cimento e das reações químicas envolvidas no seu endurecimento sugerem que uma maturação posterior ocorre pela formação gradual de uma segunda matriz inorgânica de silício (NICHOLSON<sup>57</sup>, 1998; SMITH<sup>74</sup>, 1998). Essa fase é resultante da reconstrução da rede de silicato hidratado, entrelaçada à matriz orgânica com ligações cruzadas, sendo responsável por grande parte da resistência mecânica final do cimento. Assim, o endurecimento inicial do cimento seria devido à reação de neutralização inicial, pela formação da matriz orgânica de polissais, enquanto a estrutura inorgânica responderia pelo gradual aumento de resistência à compressão com o tempo (NICHOLSON<sup>57</sup>, 1998). Como tal processo de maturação é gradual, a resistência do cimento pode aumentar nos primeiros três meses (NICHOLSON & CROLL<sup>58</sup>, 1997).

O primeiro ionômero de vidro para cimentação (tipo I) foi desenvolvido por WILSON *et al.*<sup>98</sup> (1977), com a obtenção de partículas de vidro menores que as do material para restauração e menor relação pó/líquido. As marcas comerciais apresentam algumas diferenças de composição, com conseqüente variação em suas propriedades (SMITH<sup>73</sup>, 1983; ØILO<sup>59</sup>, 1991). Em geral, os cimentos de ionômero de vidro convencionais possuem maior resistência à compressão e à tração que os cimentos de fosfato de zinco (DRUMMOND *et al.*<sup>14</sup>, 1988; ØILO<sup>59</sup>, 1991; WHITE & YU<sup>94</sup>, 1993; CRAIG<sup>9</sup>, 1997), o que beneficiaria o aspecto mecânico de retenção da peça protética (ØILO<sup>59</sup>, 1991; VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995). Porém, os estudos relativos à influência do cimento na retenção de restaurações indiretas apresentam resultados contraditórios. ØILO<sup>59</sup> (1991) relatou que o cimento de ionômero de vidro convencional demonstrou uma capacidade retentiva 20 a 30 % maior que os cimentos de fosfato de zinco e de policarboxilato de zinco, em um estudo com coroas cimentadas em dentes extraídos. Entretanto, MICHELINI *et al.*<sup>50</sup>, em 1995, não observaram diferença entre fosfato de zinco e ionômero de vidro convencional

na remoção por tração de incrustações cimentadas em molares extraídos. Nesse estudo, as superfícies internas das incrustações em ouro a serem cimentadas com ionômero foram previamente jateadas com óxido de alumínio e estanizadas.

Alguns aspectos negativos do ionômero para cimentação não o colocam em vantagem em relação ao cimento de fosfato de zinco. MOJON *et al.*<sup>52</sup>, em 1996, verificaram que contaminação por água ou saliva, nos primeiros 15 min após a espatulação, diminuiu a dureza superficial de um cimento de ionômero de vidro convencional (GC FUJI I) e de um fosfato de zinco. Segundo os autores, a contaminação precoce do fosfato de zinco resultaria em diluição do ácido ortofosfórico não-reagido, inibindo a presa completa da camada superficial do cimento. No cimento de ionômero de vidro, tanto o ácido poliacrílico quanto o vidro iônico, sendo hidrofílicos, poderiam se unir a moléculas de água, o que romperia a reação química de polimerização. Também o excesso de água durante o crescimento da fase de silicato hidratado poderia resultar em um material mais fraco. Além da sensibilidade à umidade durante a reação de presa, da manipulação crítica e do prolongado tempo de presa final, relatam-se casos de sensibilidade pós-cimentação com ionômero de vidro convencional (SMITH<sup>73</sup>, 1983; WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988; MOUNT<sup>53</sup>, 1994; CRAIG<sup>9</sup>, 1997, NICHOLSON & CROLL<sup>58</sup>, 1997). Entretanto, ROSENTIEL *et al.*<sup>67</sup> (1998) comentaram que tal sensibilidade pós-cimentação com ionômero de vidro não tem sido corroborada por estudos clínicos controlados.

Na segunda metade da década de 80, procurando contornar algumas desvantagens do material convencional, desenvolveu-se o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, com a incorporação de monômeros resinosos polimerizáveis dentro do cimento de ionômero de vidro (WILSON<sup>97</sup>, 1989). A fórmula química varia entre os fabricantes, mas em geral há adição de 18 a 20% de

resinas ao líquido, sendo que o principal componente resinoso é o 2-hidroxi-etil metacrilato (HEMA) (MOUNT<sup>53</sup>, 1994). Segundo GUGGENBERGER *et al.*<sup>26</sup> (1998), existem duas rotas diferentes no desenvolvimento desses materiais híbridos: 1) adaptar a matriz de resina à matriz do ionômero de vidro, de forma que os dois mecanismos de presa levem a uma rede entrelaçada; 2) modificar parcialmente o poliácido, unindo-o a grupos polimerizáveis, como o HEMA, enquanto os grupos carboxílicos remanescentes permitiriam a reação ácido-base com o vidro.

Inicialmente, o material foi comercializado como base fotopolimerizável e como material restaurador. Mais recentemente, foram desenvolvidos materiais para cimentação, que podem ser auto ou fotopolimerizáveis. Os materiais para cimentação autopolimerizáveis são utilizados em ortodontia e em dentística/prótese; já o cimento fotopolimerizável é indicado para a cimentação de “brackets” ortodônticos (CRAIG<sup>9</sup>, 1997).

Os materiais autopolimerizáveis vêm sendo crescentemente utilizados para cimentação em prótese (CHRISTENSEN<sup>7</sup>, 1997; NICHOLSON & CROLL<sup>58</sup>, 1997). O componente líquido é uma solução aquosa de poliácido modificado que contém os monômeros (em geral, HEMA) necessários para que ocorra a polimerização, juntamente com o sistema iniciador/ativador (de oxi-redução) da polimerização química (*e.g.*, ácido ascórbico/peróxido de hidrogênio e sulfato de cobre) (3M<sup>1</sup>, 1995; WILSON<sup>97</sup>, 1989).

Os ionômeros de vidro modificados por resina apresentam algumas propriedades superiores em relação ao material convencional. Segundo NICHOLSON & CROLL<sup>58</sup> (1997), esses cimentos têm maior facilidade de manipulação, não causam sensibilidade pós-cimentação, apresentam liberação de flúor significativa e elevada resistência à compressão e à fratura. A resistência à

tração também é significativamente maior (13-24 MPa) em relação ao cimento de ionômero de vidro convencional (4-18 MPa) e ao cimento de fosfato de zinco (3-10 MPa) (WHITE & YU<sup>94</sup>, 1993; VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995; CRAIG<sup>9</sup>, 1997; NAVARRO & PASCOTTO<sup>56</sup>, 1998). Segundo VERBEECK *et al.*<sup>86</sup>, em 1998, a sensibilidade inicial à umidade do ionômero de vidro modificado por resina é reduzida em relação ao ionômero convencional, mas ainda está presente. Essa maior resistência inicial à dissolução pela exposição à umidade é uma propriedade importante para a cimentação de coroas e incrustações (McLEAN<sup>44</sup>, 1996).

Entretanto, a incorporação de elementos resinosos também trouxe problemas. A presença de HEMA pode acarretar alteração dimensional por maior contração de polimerização e também maior absorção de água após a presa do cimento, levando a uma significativa expansão (MOUNT<sup>53</sup>, 1994; SIDHU & WATSON<sup>71</sup>, 1995; MC CABE<sup>43</sup>, 1998; SMITH<sup>74</sup>, 1998). Quanto maior a quantidade de HEMA, maior a absorção de água e a redução da resistência mecânica (McLEAN<sup>44</sup>, 1996). Além disso, o HEMA afeta as reações iônicas do ionômero de vidro (NICHOLSON<sup>57</sup>, 1998) e tem potencial alergênico e citotóxico sobre a polpa dental, podendo provocar inflamação pulpar (SIDHU & WATSON<sup>71</sup>, 1995; HAMID *et al.*<sup>29</sup>, 1998). A liberação *in vitro* de HEMA não-polimerizado foi observada por HAMID *et al.*<sup>29</sup>, em 1998, em cimentos de ionômero de vidro modificados por resina fotoativados e um compômero. Usando cromatografia líquida, detectou-se liberação de HEMA por até 30 dias em água, e 10 dias em dentes extraídos. A alta e rápida difusão de HEMA através da dentina indicou a presença de HEMA livre não-polimerizado na interface. Levantou-se a hipótese de que a água residual presente na camada híbrida e nos túbulos dentinários poderia causar uma pobre conversão de polimerização e aumentar a liberação de monômero. Uma polimerização parcial também pode ocorrer na superfície do material, geralmente rica em resina, devido à inibição pelo oxigênio (KANCHANAVASITA *et al.*<sup>33</sup>, 1998).

De modo geral, algumas características particulares do cimento de ionômero de vidro chamam atenção por seu potencial clínico: adesão, liberação de flúor e efeito anticariogênico.

**Adesão.** Como os cimentos de ionômero de vidro são polímeros altamente iônicos, eles são capazes de aderir a substratos polares ou reativos, como esmalte, dentina, metais básicos e ligas áuricas com camada de óxido de estanho (WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988). Segundo MOUNT<sup>53</sup> (1994) e NAVARRO & PASCOTTO<sup>56</sup> (1998), uma adesão por difusão, semelhante à que ocorre na reação de presa do cimento de ionômero, ocorre na superfície do dente. Os íons fosfato do esmalte ou da dentina são deslocados pelo ácido polialcenóico à medida que ele ataca e penetra na estrutura dental. Cada íon de fosfato leva consigo um íon cálcio para manter o equilíbrio eletrolítico na interface, resultando no desenvolvimento de uma camada enriquecida de íons entre os dois materiais e uma união de resistência considerável. Inicialmente a união é baseada em pontes de hidrogênio, sofre maturação com o tempo e evolui para uma ligação química mais forte de natureza polar/iônica. Essas uniões iônicas e polares poderiam ser restabelecidas mesmo após seu rompimento, conferindo melhor selamento da cavidade (McLEAN<sup>44</sup>, 1996). Em relação aos cimentos modificados por resina, segundo SMITH<sup>74</sup> (1998), seu comportamento de adesão intrínseca à dentina indica a contribuição da união típica do ionômero de vidro e/ou aumento da penetração do cimento com embricamento micromecânico do componente resinoso.

Os valores relatados de resistência de união à dentina para ionômeros convencionais variam de 1 a 5 MPa (VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup>, 1995), enquanto os modificados por resina apresentam valores entre 10 a 14 MPa sem agente de união,

e até 20 MPa com agente de união (CRAIG<sup>9</sup>, 1997). VAN ZEGHBROECK<sup>85</sup> (1995) salienta, porém, que adesão ao dente não garante automaticamente o selamento marginal, uma vez que a contração de polimerização dos cimentos pode gerar estresses de tração nas interfaces e criar fendas. DAVIDSON *et al.*<sup>13</sup>, em 1991, observaram *in vitro* que quanto maior a espessura de película do cimento de ionômero de vidro convencional, mais rápido é o desenvolvimento do estresse de contração de polimerização do material, suplantando sua resistência coesiva. No entanto, a resistência de união máxima com dentina e liga metálica foi estabelecida em 5 minutos, antes do desenvolvimento de estresse de contração. Assim, ocorreu falha coesiva no ionômero de vidro, que seria preferível à falha adesiva entre dente e cimento, uma vez que a dentina continuaria selada contra bactérias e fluidos.

**Liberação de flúor.** O flúor é um constituinte fundamental do vidro do ionômero porque diminui a temperatura de fusão, melhora as características de trabalho, aumenta significativamente a resistência do cimento e aumenta a translucidez em quantidades moderadas (WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988). De acordo com VERBEECK *et al.*<sup>86</sup>, em 1998, o flúor liberado pelo cimento endurecido teria origem de quatro fontes: 1) o vidro contendo flúor que ainda não foi atacado pelo ácido; 2) a fase de gel de sílica resultante da reação ácido-base e que recobre as partículas de vidro; 3) a matriz de polissais onde os íons flúor podem estar unidos a íons metálicos; e 4) o líquido dos poros, no qual os íons flúor estão fracamente unidos e livres para se mover. Segundo MC CABE<sup>43</sup> (1998) e VERBEECK *et al.*<sup>86</sup> (1998), o mecanismo de liberação de flúor varia conforme o tipo de ionômero, sendo primariamente devido à troca iônica (difusão controlada) com o meio, havendo certo grau de dissolução superficial em outros produtos (materiais com maior conteúdo de resina).

Tanto o cimento de ionômero de vidro convencional quanto o modificado por resina apresentam uma alta liberação inicial de flúor na primeira semana, com uma diminuição gradual na taxa de liberação até seis meses (CRAIG<sup>9</sup>, 1997), atingindo então uma liberação constante por longos períodos. VERBEECK *et al.*<sup>86</sup>, em 1998, mostraram que para ambos os materiais existem dois processos cinéticos tempo-dependentes responsáveis pela liberação de flúor, sugerindo equações matemáticas para modelar essa liberação. O primeiro processo é associado à liberação inicial que ocorre rapidamente por um curto período e que cessa após algum tempo (aproximadamente 2 semanas); o segundo processo é associado com uma liberação mais lenta e prolongada, responsável pela liberação a longo prazo de menor quantidade de flúor. Para FORSTEN<sup>25</sup> (1998), a taxa de liberação a longo prazo de ionômeros de vidro convencionais pode permanecer por no mínimo 8 anos e a quantidade de flúor não difere muito entre as diferentes marcas comerciais. Há evidências de que os ionômeros modificados por resina liberam níveis de flúor semelhantes aos produtos convencionais a longo prazo (MC CABE<sup>43</sup>, 1998). Entretanto, nos trabalhos desenvolvidos por VERBEECK *et al.*<sup>86</sup> (1998), os perfis de liberação de flúor de vários materiais sugerem que diferentes formulações dos materiais (ionômero convencional, ionômero modificado por resina e resina modificada por poliácido) diferem significativamente na liberação de flúor, tanto qualitativa quanto quantitativamente. Segundo MJÖR<sup>51</sup> (1997), além do tipo e da marca do material, outros fatores afetam a quantidade de flúor liberado dos cimentos de ionômero de vidro: o conteúdo de flúor do vidro, a acidez do ambiente e a manipulação do material.

WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, em 1988, comentaram que ionômeros para cimentação liberam menor quantidade de flúor do que os materiais restauradores. Isso foi verificado pelo estudo de VERBEECK *et al.*<sup>86</sup>, em 1998, no qual a liberação de flúor foi aproximadamente 5 vezes menor pelo material para cimentação do que

pelo material restaurador convencional do mesmo fabricante (KETAC-CEM e KETAC FIL, respectivamente). Segundo WILSON & McLEAN<sup>99</sup> (1988) essa menor liberação de flúor pelos materiais para cimentação ocorreria devido à menor proporção pó/líquido e, conseqüentemente, menor quantidade de vidro com flúor. Entretanto, MUZYNSKI *et al.*<sup>54</sup> (1988) observaram que ionômeros para cimentação com maior proporção pó/líquido (BIOCEM e KETAC-CEM) liberaram menos flúor que materiais com menor proporção (EVERBOND e FUJI I). Nesse estudo, incrustações MOD fundidas foram cimentadas em troquéis de gesso usando as quatro marcas de ionômero de vidro convencional, e foram imersas em 10 mL de saliva artificial a 37 °C. Análises do conteúdo de flúor realizadas de 0 a 170 horas demonstraram que a liberação de flúor foi maior nas primeiras horas, diminuindo até uma taxa constante de liberação em 24 horas (de 0,5 a 2,2 ppm).

REZK-LEGA *et al.*<sup>66</sup>, em 1991, também observaram variação na taxa de liberação de flúor entre dois ionômeros convencionais para cimentação (KETAC-CEM e AQUA-CEM). Após 1 h de imersão de amostras (de 8,5 mm de diâmetro e 3,5 mm de espessura) em 10 mL de diferentes soluções, o flúor liberado foi medido com um eletrodo específico. Em relação ao controle (água destilada com pH 7,0), houve redução de liberação de flúor em saliva não-estimulada e na água com pré-tratamento em saliva. Embora não tão acentuada, também houve diminuição na liberação de flúor em soluções de albumina e de tampão fosfato. Entretanto, quando imersas em água com pH 4,5, a liberação de flúor foi semelhante ao do controle. Isso ocorreria porque, em pH baixo, as proteínas e o fosfato da saliva não mais formariam uma película adsorvida sobre o ionômero, a qual limitaria a liberação de flúor. Assim, os autores concluíram que a disponibilidade de flúor *in vivo* seria controlado pelo pH, sendo que as proteínas e o fosfato poderiam ser fatores controladores da taxa de liberação de flúor pelo ionômero e da formação de fluoreto de cálcio.



Além da liberação de flúor, uma outra característica de troca iônica do ionômero de vidro é a absorção de flúor de uma solução aquosa, o qual pode ser liberado subsequente (FORSTEN<sup>25</sup>, 1998; VERBEECK *et al.*<sup>86</sup>, 1998). Tanto o ionômero convencional quanto o modificado por resina apresentam aumento de liberação de flúor após uma “recarga” em solução de fluoreto de sódio, mas esta concentração decresce aos níveis normais em 4 ou 5 dias (VERBEECK *et al.*<sup>86</sup>, 1998). Entretanto, há uma diferença marcante entre os dois tipos de materiais: enquanto o ionômero de vidro convencional tem uma quantidade acumulada de flúor liberado quase independente do tempo em que houve a “recarga”, no material modificado por resina, as quantidades de flúor liberado aumentam a cada “recarga”. Apesar das evidências *in vitro*, FORSS & SEPPÄ<sup>24</sup> (1995) comentam que não houve aumento da concentração de flúor detectável na placa sobre restaurações antigas de ionômero de vidro após aplicação de gel de flúor *in vivo*.

**Efeito anticariogênico.** Acredita-se que a liberação de flúor pelo cimento de ionômero de vidro proporcione ação anticariogênica ao material (WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988; FORSTEN<sup>25</sup>, 1998).

Segundo KOULOURIDES<sup>40</sup> (1990), diversos mecanismos têm sido propostos para explicar a ação cariostática do flúor. Em relação à reatividade do cristal de apatita, operam dois mecanismos amplos: 1) o flúor incorporado no cristal durante a fase de remineralização pode aumentar sua resistência a qualquer desafio ácido subsequente; 2) o flúor iônico no fluido aquoso da placa e entre os cristais dentro do esmalte e da dentina desloca o equilíbrio desmineralização-remineralização para a remineralização. O flúor também pode ser fornecido aos tecidos dentais via fluoreto de cálcio, formado na superfície dental ou dentro dos micro-espacos em lesões

incipientes. O fluoreto de cálcio poderia ser uma fonte de íons flúor para o fluido da placa e para dentro dos poros do dente, durante e após ataques cariogênicos.

Entretanto, não se conhece a concentração local crítica de flúor liberado para obter efeito anticariogênico a longo prazo (MJÖR<sup>51</sup>, 1997). Outros aspectos clínicos estão relacionados com o efeito interferente da saliva e da placa (FORSS & SEPPÄ<sup>24</sup>, 1995). Além disso, a reatividade do flúor e a capacidade de selamento da cavidade pelo material são considerações adicionais para conferir propriedades anticariogênicas ao material (DUNNE *et al.*<sup>15</sup>, 1996).

Além do flúor, outros elementos dos ionômeros podem estar envolvidos na atividade anticariogênica. Também íons de alumínio são liberados antes do endurecimento final do cimento e poderiam ser absorvidos pelo esmalte dental, conferindo resistência à desmineralização ácida (WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988).

Considerações clínicas adicionais sobre o efeito dos ionômeros de vidro na inibição do desenvolvimento de cárie são feitas no subcapítulo seguinte.

## 2) Cárie secundária

A ocorrência de cárie secundária tem sido apontada como a razão mais freqüente para a substituição de qualquer tipo de restauração (KIDD<sup>36</sup>, 1989; KIDD *et al.*<sup>38</sup>, 1992; MJÖR<sup>51</sup>, 1997). Em relação a reabilitações orais com próteses fixas, diversos estudos também relacionam a cárie dental à principal causa individual de falhas de retentores e próteses. Em um estudo longitudinal de 14 anos, com acompanhamento de 140 próteses fixas extensas realizadas por clínicos particulares da região de Göteborg, na Suécia, KARLSSON<sup>34</sup> (1989) verificou uma taxa de perda da prótese de 17%, devido principalmente à falta de retenção por complicações severas de cárie. Um outro acompanhamento longo realizado por SUNDH & ÖDMAN<sup>77</sup> (1997) revelou que das 163 próteses fixas confeccionadas por estudantes de graduação da Universidade de Göteborg, 63% ainda estavam em função após 18 anos; neste período, as cáries foram a principal causa para a remoção das próteses (17%). Outro estudo amplo realizado por VALDERHAUG *et al.*<sup>84</sup> (1997), na Universidade de Oslo, na Noruega, avaliou durante 25 anos o estado clínico de 46 coroas e 351 retentores de próteses fixas confeccionadas por estudantes do último ano de Odontologia. No período de avaliação, falhas clínicas foram observadas em um terço dos dentes restaurados e a principal causa de insucesso foi também a ocorrência de cáries (12%). Assim, tanto em estudos realizados em ambiente controlado (faculdades de odontologia) quanto no dia-a-dia real (clínicos particulares), com diferentes critérios de avaliação clínica e diversos materiais e tipos de próteses fixas, a cárie secundária desponta como um fator relevante no insucesso do tratamento a longo prazo.

A comparação histológica de lesões de cárie secundária *in vivo*, em dentes restaurados com amálgama e posteriormente extraídos, com experimentos

controlados *in vitro* forneceu indicações da possível patogênese da cárie secundária (HALS *et al.*<sup>28</sup>, 1974). Usando microscopia de luz polarizada e microrradiografia, os autores observaram que em 59,5% dos cortes dentais restaurados (n=84) havia a formação de uma lesão externa ("outer lesion") conjugada a uma lesão de parede ("wall lesion"). A lesão externa seria formada por uma ação desmineralizadora do ácido na superfície dental em contato com a restauração. Já a lesão de parede se desenvolveria por uma difusão do ácido, primariamente dentro do microespaço da interface dente-restauração ou também através de imperfeições da estrutura dental ou do material restaurador. Embora a maioria dos casos apresentasse lesão externa e lesão de parede, outros cortes dentais tinham lesão externa sem lesão de parede (21%), lesão de parede sem lesão externa (12%) ou não mostravam nenhuma lesão de cárie (7%). A ausência de lesão de parede seria explicada pelo selamento do microespaço entre dente-restauração pelos produtos de corrosão do amálgama. Além disso, a quantidade de ácido disponível nos vários locais do microespaço variaria de acordo com a permeabilidade da estrutura dental e com a largura e a forma da fenda.

Assim como em cáries primárias, o início da lesão externa da cárie secundária está relacionado com a retenção prolongada de placa bacteriana cariogênica no local, com conseqüente desmineralização da estrutura dental. Em uma revisão crítica sobre o assunto, ÖZER & THYLSTRUP<sup>60</sup> (1995), salientam que "cárie secundária não é um ataque universal ao longo de toda a interface entre dente e restauração, mas sim uma nova lesão ou um reinício de cárie na superfície devido às condições locais para a formação de placa com potencial cariogênico". Sítios retentivos, áreas de difícil acesso para higienização (*e.g.*, região cervical e áreas interproximais), dieta cariogênica, xerostomia e má higiene são fatores que, em conjunto, aumentam o risco individual de cárie secundária (KIDD<sup>36</sup>, 1989; KIDD *et al.*<sup>38</sup>, 1992).

Classicamente, considera-se que a lesão de parede seria decorrente da microinfiltração, que pode ser definida como a passagem, clinicamente indetectável, de bactérias, fluidos, moléculas ou íons de hidrogênio entre a restauração e a parede cavitária (KIDD<sup>36</sup>, 1989). Um material ideal que proporcionasse um selamento ótimo da interface dente-restauração eliminaria a microinfiltração e, conseqüentemente, a formação de lesão de parede. Entretanto, todos os materiais dentários apresentam certo grau de microinfiltração (KIDD<sup>36</sup>, 1989; ROULET<sup>68</sup>, 1994).

Em relação a restaurações cimentadas, muitos trabalhos na literatura têm focalizado a microinfiltração em relação ao tipo de cimento dentário. WHITE *et al.*<sup>92</sup>, em 1992, avaliaram *in vitro* a microinfiltração marginal de coroas totais cimentadas com seis tipos de cimento: policarboxilato de zinco, fosfato de zinco, ionômero de vidro convencional, cimento resinoso, cimento resinoso adesivo e cimento resinoso com agente de união dentinário. Após termociclagem, a microinfiltração foi avaliada através de penetração de nitrato de prata e mensurada linearmente. O cimento de policarboxilato de zinco (DURELON) apresentou a maior microinfiltração, e os cimentos resinoso adesivo (PANAVIA EX) e resinoso com agente de união dentinário (DENT-MAT THIN CEMENT + TENURE), os menores valores de penetração do corante. A microinfiltração do cimento de fosfato de zinco (FLECKS ZINC CEMENT) foi aproximadamente 3 vezes maior que a do cimento de ionômero de vidro (KETAC CEM) (médias de 1475  $\mu$ m e 475  $\mu$ m, respectivamente). Os autores verificaram ainda que a maioria dos agentes cimentantes apresentou microinfiltração somente na interface dente-cimento, confirmando que esta é a parte mais fraca do sistema dente-cimento-restauração.

Sob condições orais, o grau de microinfiltração apresentado pelos diversos tipos de cimentos dentários pode ser diferente. Em um estudo *in vivo*, WHITE *et*

*al.*<sup>95</sup>, em 1994, verificaram que o cimento de fosfato de zinco (FLECK'S ZINC CEMENT) apresentou significativa microinfiltração, quando comparado com o cimento híbrido de ionômero de vidro e resina composta (INFINITY), com ou sem agente de união dentinário (TENURE). Molares vitalizados, hígidos, periodontalmente indicados para exodontia foram preparados com término em cimento, e coroas totais fundidas em liga nobre foram cimentadas aleatoriamente. Após seis meses, os dentes foram extraídos, imersos em nitrato de prata, seccionados longitudinalmente e a microinfiltração foi mensurada linearmente. O cimento de fosfato de zinco apresentou microinfiltração sete vezes maior que o grupo de cimento híbrido de ionômero de vidro e resina composta sem agente de união (médias de 978,6  $\mu$ m e 133,7  $\mu$ m, respectivamente). O uso de agente de união dentinário diminuiu a microinfiltração (87  $\mu$ m), mas não foi estatisticamente diferente do grupo sem agente de união. Os autores concluíram ainda que a distribuição ligeiramente assimétrica da microinfiltração sugere falha de natureza mecânica na interface dente-cimento.

Trabalhando com alguns materiais mais recentemente introduzidos no mercado, LYONS *et al.*<sup>41</sup>, em 1997, avaliaram a microinfiltração de coroas totais cimentadas com cimentos de fosfato de zinco (SS WHITE), de ionômero de vidro modificado por resina (VITREMER) e resinoso adesivo (PANAVIA 21). Usando ciclagem de pressão, verificou-se microinfiltração tanto nas coroas cimentadas com fosfato de zinco quanto nas cimentadas com ionômero de vidro, embora no grupo do fosfato a microinfiltração tenha ocorrido antes e em maior extensão. No grupo do cimento resinoso adesivo não houve microinfiltração detectável. Apesar de ilustrativos, esses resultados laboratoriais devem ser analisados com cautela. A ciclagem de pressão utilizada variou de 0 a 3 atm, através de gás nitrogênio insulado dentro do canal radicular dos dentes, o que não representa uma condição clínica real rotineira. Os autores também salientaram que a microinfiltração pode indicar uma

margem defeituosa ou a ruptura da película de cimento. No entanto, WHITE *et al.*<sup>93</sup>, em 1994, não verificaram *in vitro* correlação entre abertura marginal e microinfiltração de coroas cimentadas com 5 tipos de cimento: ionômero de vidro convencional (KETAC CEM), policarboxilato de zinco (DURELON), fosfato de zinco (FLECKS), cimento resinoso associado a um agente de união dentinário (THIN FILM CEMENT + TENURE) e cimento resinoso adesivo (PANAVIA EX). Nesse estudo, todos os cimentos apresentaram microinfiltração em maior ou menor grau, e os valores médios da abertura marginal pré e pós-cimentação foram 53,4  $\mu\text{m}$  e 186,7  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

Apesar dos estudos citados demonstrarem a ocorrência freqüente de microinfiltração ao redor de restaurações cimentadas, não há indícios conclusivos sobre o grau de microinfiltração e a dimensão crítica da fenda que possam ser relacionados diretamente com insucesso clínico (WHITE *et al.*<sup>92</sup>, 1992; ROULET<sup>68</sup>, 1994; LYONS *et al.*<sup>41</sup>, 1997; ROSENTIEL *et al.*<sup>67</sup>, 1998). Novamente, o risco individual de cárie do paciente parece constituir um fator importante para que a microinfiltração possibilite efetivamente a instalação de cárie secundária (WHITE *et al.*<sup>95</sup>, 1994; ÖZER & THYLSTRUP<sup>60</sup>, 1995).

Para pacientes com alto risco de cárie, a abordagem preventiva e terapêutica no tratamento odontológico inclui a utilização de materiais que liberam flúor (KIDD *et al.*<sup>38</sup>, 1992), como os cimentos de ionômero de vidro (SWIFT<sup>78</sup>, 1989; MOUNT<sup>53</sup>, 1994; FORSTEN<sup>25</sup>, 1998). Estudos com restaurações diretas de ionômero de vidro têm demonstrado tanto *in vitro* quanto *in situ* capacidade de inibição do desenvolvimento de cárie secundária.

FORSS & SEPPÄ<sup>23</sup>, em 1990, usando um modelo dinâmico de desmineralização e de remineralização (ciclagem de pH), verificaram *in vitro* que

restaurações com diferentes tipos de cimento de ionômero de vidro (convencional e reforçado por prata) liberaram quantidades significantes de flúor em saliva artificial e diminuíram a desmineralização do esmalte adjacente, quando comparados com restaurações de resina composta e com dentes não restaurados. O conteúdo de flúor na superfície do esmalte foi analisado através de biópsias, revelando que houve incorporação de flúor no esmalte adjacente às restaurações de ionômero de vidro. Além disso, após a ciclagem de pH, a dissolução do esmalte dos dentes com restaurações com ionômero de vidro foi menor que os dentes-controle (sem restauração) e que os dentes restaurados com resina, sugerindo um possível efeito inibitório de desmineralização pelos cimentos de ionômero de vidro avaliados.

Resultado semelhante foi obtido por SERRA & CURY<sup>69</sup>, em 1992, os quais observaram que restaurações de ionômero de vidro convencional interferiram na formação e na progressão de lesões de cárie artificial em esmalte. Pré-molares restaurados com resina composta (HERCULITE + BONDLITE) e com ionômero de vidro convencional (CERAM-FIL) foram submetidos a ciclagem de pH, simulando condições de alto risco de cárie. Cortes longitudinais através das restaurações foram obtidos e a microdureza Knoop interna do esmalte foi avaliada em profundidade a partir da superfície dental, e em distância a partir da parede da restauração. Verificou-se maior desmineralização (menor dureza) na posição mais superficial em ambos os tipos de restaurações, embora maior desmineralização tenha ocorrido adjacente à restauração de resina composta. Não se observou diferença de microdureza para as diferentes distâncias da restauração de ionômero de vidro, o que poderia ser decorrente da não formação de lesão de parede pela liberação do flúor e adesão do material ao dente.

Um efeito anticariogênico mais amplo de restaurações de ionômero de vidro convencional foi encontrado no estudo *in situ* realizado por BENELLI *et al.*<sup>5</sup> (1993).



Dez voluntários adultos utilizaram aparelhos removíveis contendo 4 blocos de esmalte restaurados com ionômero de vidro (CHELON-FIL) ou com resina composta (SILUX PLUS + SCOTCHBOND 2), em um estudo cruzado com duas etapas de 28 dias. Os voluntários usaram dentifício sem flúor e os blocos dentários foram imersos em solução de sacarose 8 vezes ao dia. Observou-se que nos blocos restaurados com ionômero de vidro, a placa bacteriana apresentou maior nível de flúor e menor quantidade de *S.mutans*, e o esmalte teve maior incorporação de flúor e menor perda mineral, avaliada através de microdureza interna.

Além do esmalte, também lesões incipientes de cárie em dentina são afetadas por restaurações de ionômero de vidro. A dentina das paredes cavitárias de restauração de ionômero de vidro pode apresentar deposição de minerais, conferindo menor susceptibilidade à desmineralização, como relatado por TEN CATE *et al.*<sup>82</sup>, em 1995. Os autores observaram *in vitro* e *in situ* os efeitos de restaurações de ionômero de vidro convencional nos processos de desmineralização e remineralização de esmalte e de dentina bovinos. No estudo exploratório *in vitro*, com ciclagem de pH, verificou-se que a grande liberação de flúor das restaurações recentes de ionômero de vidro convencional provocou distúrbios no equilíbrio mineral entre as amostras de esmalte e as soluções desmineralizante e remineralizante. Foram observados padrões anômalos de incorporação de cálcio pelas amostras dentais durante a fase de desmineralização e perda de cálcio na fase de remineralização. Levantou-se a hipótese de que o flúor liberado pelo ionômero de vidro atrairia o cálcio da solução remineralizante formando compostos como fluoreto de cálcio, que seria depositado na dentina. A análise superficial com microscopia de varredura mostrou um depósito globular nas restaurações de ionômero de vidro. O estudo intra-oral de dentina com lesão sub-superficial, restaurada com ionômero de vidro convencional ou com amálgama ou resina composta (controles), foi realizado durante 3 meses com um modelo

desmineralizante, que permitia retenção de placa sobre as restaurações, e com um modelo remineralizante, no qual havia acesso direto para a saliva. Através de microrradiografia por contato e análise computadorizada de imagem, observou-se hipermineralização da dentina próxima ou em contato com as restaurações de ionômero de vidro, enquanto os controles apresentaram desmineralização.

À semelhança do material convencional, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina também apresenta efeito inibitório no desenvolvimento *in vitro* de cárie secundária. DUNNE *et al.*<sup>15</sup>, em 1996, comparou a desmineralização de esmalte e dentina ao redor de restaurações de ionômero de vidro convencional (CHEMFIL II) e de ionômero de vidro modificado por resina (FUJI II LC). Foram realizadas restaurações Classe V na junção esmalte-cimento, com ambos os materiais, em superfícies opostas de molares humanos extraídos. Após imersão em gel ácido por 8 dias, cortes transversais dos dentes foram analisados por microscopia ótica e digitalização de imagem. Não se observaram lesão de parede nem diferença entre os dois materiais quanto à profundidade de lesão superficial, tanto em esmalte quanto em dentina. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou, no entanto, maior resistência à degradação superficial pelo ácido.

Em um outro trabalho com ionômeros modificados por resina, NAGAMINE *et al.*<sup>55</sup>, em 1997, verificaram que os materiais analisados (FUJI II LC, PHOTAC FIL, VITREMER) apresentaram-se tão efetivos quanto o ionômero de vidro convencional (FUJI II) na inibição de cáries secundárias, e que ambos os tipos de materiais foram superiores à resina composta com agente de união (Z100). Foram feitas duas cavidades Classe V na junção amelo-cementária de cada dente, sendo que uma cavidade foi restaurada com ionômero convencional e a outra, com um dos demais materiais. Os dentes restaurados foram então imersos em meio de cultura contendo *S. mutans*, incubada a 37 °C por 20 dias. Através de microrradiografia de

contato e microscopia ótica, observou-se lesão ao longo da parede com a resina composta, porém sem distinção de lesão de parede e lesão externa. Com restaurações de ionômeros de vidro, a formação de lesão externa ocorreu um pouco distante da margem gengival, havendo, portanto, a formação de camadas ácido-resistentes entre a lesão externa e a restauração. Também a liberação de flúor foi semelhante para o ionômero de vidro convencional e dois dos ionômeros modificados por resina (PHOTAC FIL apresentou níveis maiores de flúor liberado).

Além do efeito anticariogênico nas adjacências da restauração, o cimento de ionômero de vidro pode conferir inibição à desmineralização a certa distância, como demonstrado no trabalho de TANTBIROJN *et al.*<sup>79</sup>, em 1997. Neste estudo *in vitro*, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou um forte efeito inibitório da desmineralização do esmalte próximo à restauração (até 1 mm), e também um efeito à distância (até 7 mm), que retardou a progressão da cárie. Ao contrário do grupo com selante resinoso, as amostras com ionômero de vidro não apresentaram desenvolvimento de lesões óbvias de cárie, embora não tenha havido inibição total da desmineralização.

Também o uso de bases de ionômero de vidro parece promover certa inibição da desmineralização da estrutura dental. PIMENTA *et al.*<sup>63</sup>, em 1998, estudando diferentes tratamentos de parede cavitária na inibição de cárie secundária em restaurações de amálgama, verificou que o uso de uma base de ionômero de vidro modificado por resina (PHOTAC BOND), com 1 mm de espessura, colocado a 1 mm da margem da restauração, reduziu a perda mineral do esmalte adjacente à restauração, porém sem significância estatística em relação ao controle (restauração de amálgama sem pré-tratamento de parede). Nesse trabalho, os dentes restaurados foram submetidos à ciclagem de pH durante 14 dias e à ciclagem térmica simultânea, e avaliados através de microdureza. O único resultado significativo

estatisticamente de inibição de desmineralização de esmalte foi obtido com o uso da técnica de amálgama adesivo com agente resinoso. Segundo o autor, o efeito inibitório de desmineralização dental proporcionada pelo ionômero de vidro para forramento seria menor que o do material restaurador.

Apesar dos indícios *in vitro* e *in situ* de certa inibição de cáries secundárias, os estudos clínicos apresentam controvérsias sobre o efeito preventivo do cimento de ionômero de vidro. TYAS<sup>83</sup>, em 1991, relatou resultados benéficos de restaurações cervicais de ionômero de vidro para lesões de cárie, sugerindo que o material teria menor potencial para cáries recorrentes que a resina composta. Nesse estudo longitudinal de 5 anos, com acompanhamento anual, 1% das 65 restaurações de ionômero de vidro convencional apresentaram recidiva de cárie, em comparação com 6% das 67 restaurações de resina composta. Também FORSTEN<sup>25</sup> (1998), em uma revisão recente sobre o efeito clínico do flúor liberado pelos ionômeros de vidro, citou duas pesquisas realizadas com 954 clínicos nos países nórdicos e na Austrália, durante o período de 1991 e 1992, em que cáries e inflamação gengival raramente ou nunca foram observadas em associação com restaurações de ionômero de vidro.

Por outro lado, MJÖR<sup>51</sup>, em 1997, apresentou resultados de um estudo transversal na Escandinávia em que quase metade das 538 restaurações falhas de ionômero de vidro foram substituídas devido ao diagnóstico de cárie secundária. Nesse trabalho em adultos, foram acompanhadas restaurações de amálgama, de resina composta e de ionômero de vidro realizadas por 177 clínicos gerais particulares que participaram de um programa de aperfeiçoamento, incluindo dentística restauradora. Em um outro levantamento realizado por WILSON *et al.*<sup>100</sup> (1997), com 22 clínicos ligados a uma faculdade de Odontologia do Reino Unido,

aproximadamente 30% das restaurações de ionômero de vidro também foram consideradas falhas devido ao diagnóstico de cárie secundária.

Em relação aos cimentos de ionômero de vidro para cimentação, os estudos de cariologia estão mais relacionados com colagem de aparelhos fixos ortodônticos em esmalte. A desmineralização da superfície do esmalte dental ocorre principalmente sob a forma de uma mancha branca próximo aos “brackets” (MARCUSSEN *et al.*<sup>42</sup>, 1997), devido à maior dificuldade de higienização e retenção de placa bacteriana no local.

O efeito anticariogênico de cimento de ionômero de vidro para cimentação de bandas e “brackets” foi avaliado clinicamente por MARCUSSEN *et al.*<sup>42</sup>, em 1997. Comparando “brackets” cimentados com ionômero de vidro convencional (AQUACEM) e com cimento de diacrilato convencional (UNITE) em hemiarcos na mesma boca, observou-se menor número de manchas brancas após a remoção do aparelho fixo cimentado com o ionômero de vidro. Além disso, manchas brancas também foram mais freqüentes nos dentes do grupo do diacrilato, durante tratamento ortodôntico mais prolongado.

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina também parece inibir a desmineralização de esmalte adjacente. SILVERMAN *et al.*<sup>72</sup>, em 1995, avaliaram 150 pacientes por oito meses e não verificaram nenhuma descalcificação dental após a remoção de aparelhos fixos cimentados com um ionômero de vidro modificado por resina fotopolimerizável (FUJI ORTHO LC). A taxa de descolamento de “brackets” foi baixa (3,2 %), mas não houve controle com cimento resinoso tradicional e o tempo de avaliação não foi muito longo.

Além da inibição de desmineralização dental, outros estudos clínicos apontam uma redução inicial no número de microorganismos relacionados ao desenvolvimento de cárie dental (*Streptococcus mutans* e lactobacilos) na placa ao redor de "brackets" cimentados com ionômero de vidro convencional (HALLGREN *et al.*<sup>27</sup>, 1992) e modificado por resina (WRIGHT *et al.*<sup>102</sup>, 1996).

Em Prótese Dental, a literatura dedicada à avaliação dos cimentos dentários no desenvolvimento de cárie secundária não é muito vasta. O paciente que necessita de reabilitações protéticas geralmente apresenta uma história progressiva de grandes destruições e perdas dentais devido à cárie dental. KIDD *et al.*<sup>38</sup> (1992) afirmam que quaisquer restaurações cimentadas provavelmente vão falhar pela recidiva de cáries, em um paciente com susceptibilidade à cárie, porque o selamento destas restaurações depende do agente cimentante. Um requisito biológico do cimento ideal seria o efeito anticariogênico (SMITH<sup>73</sup>, 1983). CHRISTENSEN<sup>7</sup> (1997) recomenda o uso de cimento de ionômero de vidro modificado por resina para a cimentação de próteses "quando são necessárias elevada atividade cariostática e resistência". Entretanto, não há dados conclusivos sobre uma menor incidência de cárie secundária em restaurações cimentadas com ionômero de vidro convencional ou com ionômero de vidro modificado por resina, em comparação com outros cimentos dentários.

Em um dos primeiros estudos com ionômero de vidro para cimentação, KIDD & McLEAN<sup>37</sup>, em 1979, avaliaram *in vitro* o desenvolvimento de cárie secundária ao redor de incrustações em ouro cimentadas com fosfato de zinco (DE TREY) e com cimento de ionômero de vidro convencional (CHEMBOND). Preparos cavitários Classe V foram realizados nas superfícies vestibulares de doze pré-molares extraídos e as incrustações fundidas em ouro foram cimentadas com fosfato de zinco (n=4), cimento de ionômero de vidro convencional (n=4) e cimento

de ionômero de vidro com estanização prévia da incrustação (n=4). Após ciclagem térmica, 3 amostras de cada grupo foram colocados em gel ácido (pH 4,0), e as amostras restantes, em água destilada (controle). Depois de 8 semanas, foram obtidos dois cortes longitudinais de cada amostra. Usando microscopia de luz polarizada, verificou-se que todas os dentes restaurados submetidos ao gel ácido apresentavam lesões externas e lesões de parede, indicando a ocorrência de infiltração. Nas restaurações cimentadas com ionômero de vidro, porém, a lesão externa se encontrava freqüentemente a alguma distância da restauração e a lesão de parede era menos pronunciada que nas amostras cimentadas com fosfato de zinco.

Outros trabalhos, com metodologias diferentes, não foram capazes de demonstrar superioridade do cimento de ionômero de vidro no aspecto de inibição do desenvolvimento de cárie secundária artificial. STANINEC *et al.*<sup>75</sup>, em 1988, não observaram diferença na resistência dental à cárie comparando fosfato de zinco, ionômero de vidro ou cimento resinoso. Os dentes com restaurações Classe V metálicas cimentadas foram impermeabilizados com uma cobertura ácido-resistente, com exceção da linha de cimento e 1 mm de esmalte da margem, e submetidos à termociclagem e à desmineralização ácida em meio bacteriano. A profundidade da lesão e a espessura de cimento foram medidas após exposição ao ácido do cimento e de esmalte da margem por 7 dias. Observou-se que a extensão das lesões de cárie foi maior na margem gengival do que na margem oclusal, embora o tipo de cimento não tenha influenciado na profundidade da lesão.

Em um trabalho similar, STANNARD & SORNKUL<sup>76</sup>, em 1989, analisaram *in vitro* a resistência à desmineralização ácida do esmalte em relação a quatro tipos de cimento. Fundições em ouro foram cimentadas com resina composta (COMSPAN), ionômero de vidro convencional (KETAC-CEM), policarboxilato (TYLOK) ou fosfato de zinco (SS WHITE), resultando em uma espessura de

película controlada no degrau (média 121,5  $\mu\text{m}$ ). Trinta e dois dentes foram impermeabilizados, com exceção da margem de cimento, colocados em 20 mL de solução desmineralizante (2,2 mmol Ca, 2,2 mmol fosfato e tampão de ácido acético, com pH 3) e radiografados a cada três dias, durante 21 dias. A análise radiográfica computadorizada da área de lesão afetada, incluindo esmalte desmineralizado e cimento perdido revelou que a resistência à degradação, em ordem crescente, foi: fosfato de zinco, poliacarboxilato, cimento resinoso e ionômero de vidro. O autor recomendou cautela na interpretação dos resultados radiográficos, pois a interpretação pode ser afetada pela radiopacidade diferente do esmalte e do material. O teste de tração das fundições cimentadas foi feito nos 12 dentes-controle 1 h após a cimentação, sem desmineralização; após 12 dias de exposição ao ácido nas coroas cimentadas com fosfato e poliacarboxilato; e após 21 dias de exposição das coroas cimentadas com ionômero de vidro e cimento resinoso. Após a desmineralização, verificou-se maior retenção do poliacarboxilato em relação ao fosfato e retenção semelhante do ionômero de vidro quanto ao cimento resinoso.

Em 1997, ETTINGER *et al.*<sup>17</sup> avaliaram o efeito de quatro cimentos (ZINC PHOSPHATE CEMENT, KETAC-CEM, ALL-BOND CEMENT e PANAVIA) na desmineralização marginal de dentes com coroas de aço inoxidável. Após duas etapas de ciclagem térmica (300 ciclos em cada uma) intercalada por ciclagem mecânica (50.000 ciclos com carga oclusal de 15 kg), o pior ponto da margem de cada dente e uma região na parte oposta foram submetidos à ciclagem de pH (6 h em solução desmineralizante e 17 h em solução remineralizante). Após seis semanas, os dentes foram seccionados e examinados com microscopia de luz polarizada. Não houve diferença significativa de profundidade das lesões nas margens das coroas, tanto em esmalte quanto em dentina, não evidenciando nenhum efeito protetor do cimento contra o ataque ácido, mesmo quando se usou cimento de ionômero de vidro convencional.



Os estudos clínicos com cimentos de ionômero de vidro para cimentação geralmente são observações de curta duração que avaliaram materiais convencionais. Em 1989, KNIBBS & WALLS<sup>39</sup> observaram diferenças de comportamento dos cimentos de fosfato de zinco (DE TREY ZINC CEMENT), de policarboxilato de zinco (POLY F PLUS) e de ionômero de vidro convencional (AQUACEM) *in vitro* e *in vivo*. No estudo laboratorial, amostras dos cimentos foram submetidos à ciclagem de erosão intermitente (ciclagem de pH) e a perda do material foi mensurada com um perfilômetro, obtendo-se a seguinte ordem: ionômero de vidro < fosfato de zinco < policarboxilato de zinco. No entanto, o desempenho clínico de 3 anos e meio quanto à integridade marginal de 250 coroas unitárias mostrou resultado diferente: fosfato de zinco > policarboxilato de zinco ≥ ionômero de vidro. Todas as coroas foram realizadas por um dos autores e a avaliação clínica foi feita através de sondagem. A maior taxa de defeitos marginais com o cimento de ionômero de vidro poderia ser devido à maior susceptibilidade do material à umidade. Também foram apontados alguns fatores que poderiam ser responsáveis pela diferença entre os resultados *in vitro* e *in vivo*, como os efeitos do metabolismo da placa bacteriana, da escovação e da fadiga do material.

Por outro lado, resultados positivos com cimento de ionômero de vidro convencional foram relatados por BRACKETT & METZ<sup>6</sup>, em 1992, avaliando restaurações com infra-estrutura metálica durante um período de 5 anos. Foram acompanhados anualmente 1435 coroas e retentores de próteses fixas, sendo que quase a totalidade das restaurações tinha sido realizada devido a grandes destruições por cárie dental. A idade mediana das restaurações avaliadas foi de 3 anos e o cimento de ionômero de vidro apresentou características clínicas satisfatórias: boa retenção (0,5 % de restaurações perdidas e recimentadas), boa biocompatibilidade (3,1 % de sensibilidade pós-cimentação, que cessou espontaneamente em 4 semanas), ausência de cárie secundária. Entretanto, nesse estudo, como discutido

pelo autor, não houve controle com cimento de fosfato de zinco e os dados são referentes à casuística de um único operador, durante um período de tempo relativamente curto. Os autores publicaram posteriormente os resultados do acompanhamento de 8 anos dos mesmos casos (METZ & BRACKETT<sup>49</sup>, 1994), verificando que não houve incidência de cáries e aproximadamente 99 % das 1230 restaurações avaliadas não apresentavam problemas de falta de retenção.

Também em 1994, PAMEIJER & NILNER<sup>61</sup> acompanharam por 4 anos o desempenho clínico de incrustações, coroas e retentores de próteses fixas cimentadas com os cimentos de fosfato de zinco (FLECK'S), de ionômero de vidro convencional (KETAC-CEM) e resinoso (BIOMER). Os trabalhos (n=61) foram realizados em 21 pacientes atendidos por estudantes de graduação. Embora apenas 49 % dos pacientes tenham sido examinados no controle de 4 anos, os autores puderam observar que não houve diferença entre os três tipos de cimento quanto ao serviço da peça protética. Nenhuma cárie foi observada após 1 ano da cimentação das próteses, e o único caso observado de cárie secundária aos 4 anos de acompanhamento ocorreu em um paciente com elevado índice de cárie. Concluiu-se também que as coroas cimentadas com ionômero de vidro apresentaram índice gengival mais baixo que as cimentadas com fosfato de zinco ou resina; entretanto, os autores não consideraram que a distribuição de elementos cimentados com cada tipo de cimento era desigual e, principalmente, que o grau de complexidade da prótese – e, portanto, o grau de higienização requerido – era diferente nos três grupos de cimento.

Mais recentemente, JOKSTAD & MJÖR<sup>32</sup> (1996), verificaram que nos primeiros 10 anos após a cimentação o prognóstico é semelhante para os dentes-suporte de próteses cimentadas com fosfato de zinco (DE TREY ZINC CEMENT IMPROVED) ou com ionômero de vidro convencional (KETAC-CEM e FUJI

IONOMER). Os autores acompanharam anualmente 135 dentes-suporte de 81 próteses fixas realizadas por três clínicos gerais da Escandinávia. A estimativa de sobrevida foi de 71-81 % aos 10 anos e a causa predominante de falha foi a ocorrência de cárie secundária (25 %), sem correlação com o tipo de cimento. Um dado interessante foi o relato de cárie secundária em 5 dentes-suporte de próteses cimentadas com cimento de ionômero de vidro, em um paciente que desenvolveu Mal de Parkinson quatro anos após a cimentação das peças e que abandonou quaisquer hábitos de higiene oral. Concluiu-se que “os efeitos anticariogênicos do flúor nos cimentos de ionômero de vidro para cimentação podem ser insuficientes sob condições desfavoráveis”.

Em relação ao cimento de ionômero de vidro modificado por resina, recentemente introduzido para cimentação de restaurações fundidas, não há, até o momento, publicações relatando seu desempenho clínico quanto ao desenvolvimento de cárie secundária em Prótese.

### 3) Avaliação de desmineralização e remineralização dental

Segundo CURY<sup>11</sup> (1992), a cárie dental é uma consequência do desequilíbrio entre os processos de desmineralização e remineralização que ocorrem constantemente no ambiente bucal. Durante estes processos de desmineralização e de remineralização, há um fluxo mineral nos tecidos duros dentais, refletido em perda e ganho de minerais (*e.g.*, hidroxiapatita e substâncias similares à hidroxiapatita, como a apatita carbonatada). O estudo do mecanismo de trocas minerais entre meio e esmalte/dentina e do perfil de determinado produto sobre perda/ganho de minerais pode ser realizado através de experimentos *in vitro*, com animais, *in situ* e *in vivo* (WHITE<sup>90</sup>, 1992).

Nos experimentos de cariologia básica com cimentos de ionômero de vidro, as alterações minerais nos tecidos duros do dentes têm sido avaliadas tanto por estudos *in vitro* (KIDD & McLEAN<sup>37</sup>, 1979; SERRA & CURY<sup>69</sup>, 1992; FORSS & SEPPÄ<sup>23</sup>, 1990; TEN CATE *et al.*<sup>82</sup>, 1995; DUNNE *et al.*<sup>15</sup>, 1996; NAGAMINE *et al.*<sup>55</sup>, 1997; TANTBIROJN *et al.*<sup>79</sup>, 1997; PIMENTA *et al.*<sup>63</sup>, 1998) quanto *in situ* (BENELLI *et al.*<sup>5</sup>, 1993; TEN CATE *et al.*<sup>82</sup>, 1995). Os modelos *in situ* são úteis na avaliação de novas teorias, agentes e procedimentos na prevenção de cáries e para o teste de pequenas alterações nos produtos existentes (TEN CATE<sup>81</sup>, 1994). Por sua vez, os modelos *in vitro*, segundo WHITE<sup>90</sup> (1992), são capazes de simular os efeitos cinéticos e termodinâmicos gerais durante a formação e reversão da lesão, com taxas absolutas mais rápidas que aquelas *in vivo*. Além disso, os modelos *in vitro* permitem que as condições possam ser bem controladas, possibilitando modificações diretas da sensibilidade do modelo (WHITE<sup>90</sup>, 1992), bem como são indispensáveis para a seleção de variáveis essenciais a serem estudadas nos experimentos *in situ* (TEN CATE<sup>81</sup>, 1994).

Existem vários métodos de indução de lesões de cárie artificial: imersão em solução tampão de acetato ou lactato, contendo ou não fosfato e cálcio; imersão em meio de cultura de bactérias acidogênicas; contato com gel acidificado; e ciclagem de pH (ciclagem de desmineralização/remineralização). Os três primeiros métodos são capazes de promover desmineralização dental, mas são métodos estáticos que simulam uma condição de ataque ácido bastante diferente do que ocorre no ambiente bucal (SERRA & CURY<sup>69</sup>, 1992). Já a ciclagem de pH pode ser delineada de modo a mimetizar uma situação mais próxima das condições clínicas, nas quais sempre há uma dinâmica de desmineralização e remineralização, com trocas minerais entre tecidos duros dentais e fluidos (FEATHERSTONE *et al.*<sup>21</sup>, 1986).

Na ciclagem de pH, o substrato dental – esmalte e/ou dentina – é imerso alternadamente em soluções desmineralizante e remineralizante. Vários protocolos têm sido utilizados de acordo com o delineamento experimental, com variações em composição das soluções, volume de solução por área dental exposta, tempo de imersão em cada solução e duração da ciclagem. A compilação de alguns protocolos está resumida no Quadro 1.

Em alguns experimentos para avaliação de cárie secundária associada ao cimento de ionômero de vidro, a ciclagem de desmineralização/remineralização foi conjugada a ciclagem térmica simultânea (PIMENTA *et al.*<sup>63</sup>, 1998) ou a ciclagem térmica e ciclagem mecânica intercaladas (ETTINGER *et al.*<sup>17</sup>, 1997), no intuito de se obter um modelo ainda mais próximo das condições clínicas.

Quadro 1. Protocolos de ciclagem de pH (de desmineralização/remineralização).

Autores	Substrato	Solução Des	Solução Re	Ciclagem
FEATHERSTONE <i>et al.</i> <sup>21</sup> (1986)	esmalte	2,0 mmol/L Ca, 2,0 mmol/L PO <sub>4</sub> , 0,075 mol/L de acetato pH 4,3 (40 mL/dente)	1,5 mmol/L Ca, 0,9 mmol/L PO <sub>4</sub> , 150 mmol/L KCl, 20 mmol/L Tampão cacodilato pH 7,0 (20 mL/dente)	6 h em Des e 17 h em Re, a 37 °C, por 14 dias (nos dois finais de semana, somente em Re)
SERRA & CURY <sup>69</sup> (1992)	esmalte	2,0 mmol/L Ca, 2,0 mmol/L PO <sub>4</sub> , 0,075 mol/L de acetato pH 4,3 (40 mL/7 mm <sup>2</sup> de dente)	1,5 mmol/L Ca, 0,9 mmol/L PO <sub>4</sub> , 150 mmol/L NaCl, 20 mmol/L Tampão Tris pH 7,0 (40 mL/7 mm <sup>2</sup> de dente)	6 h em Des e 18 h em Re, a 37 °C, por 5 dias
FORSS & SEPPÄ <sup>23</sup> (1990)	esmalte	0,1 M de ácido láctico tampão NaOH pH 5 (3 mL/dente)	KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> , KCl, NaCl, CaCl <sub>2</sub> , MgCl <sub>2</sub> pH 7 com HCl (1,2 mL/dente)	30 min/dia em Des e o restante do dia em Re, por 9 dias
ETTINGER <i>et al.</i> <sup>16</sup> (1994)	dentina	2,2 mmol/L CaCl <sub>2</sub> , 2,2 mmol/L de KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> , 50 mmol/L de ácido acético pH 4,3	1,5 mmol/L CaCl <sub>2</sub> , 0,9 mmol/L de KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> , 150 mmol/L KCl, pH 7,0	6 h em Des e 17 h em Re, por 17 dias
TEN CATE <i>et al.</i> <sup>82</sup> (1995)	esmalte	1,5 mmol/L CaCl <sub>2</sub> , 0,9 mmol/L de KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> , 50 mmol/L de ácido acético pH 4,8	1,5 mmol/L CaCl <sub>2</sub> , 0,9 mmol/L de KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> , 20 mmol/L de tampão HEPES pH 7,0	6 x meia hora em Des, distribuídos em 16 h ("dia") e o restante do "dia" e durante a "noite" em Re. Ciclagem por 2 períodos de 5 dias, intermeado por 2 dias em Re.
KAWASAKI & FEATHERSTONE <sup>35</sup> (1997)	dentina	2 mmol/L CaPO <sub>4</sub> , 75 mmol/L de ácido acético pH 4,3 ajustado com NaOH	1,5 mmol/L Ca(NO <sub>3</sub> ) <sub>2</sub> · 4H <sub>2</sub> O, 0,9 mmol/L de KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> , 150 mmol/L NaCl, 15 mmol/L de tampão HEPES pH 7,0 com HCl	8 h em Des e 16 h em Re ou 16 h em Des e 8 h em Re, por 5 dias, a 37 °C

O processo de formação de cárie radicular (em dentina e/ou cimento) é semelhante ao da cárie em esmalte, sendo que o estágio inicial em ambos os casos envolve dissolução da apatita mineral – mais precisamente, da apatita carbonatada – por ácido (FEATHERSTONE<sup>19</sup>, 1994; WEFEL<sup>88</sup>, 1994). Tanto em esmalte quanto em dentina, a dissolução mineral ocorre por um mecanismo controlado por difusão (WEFEL<sup>88</sup>, 1994) e os produtos de dissolução resultantes, íons cálcio e fosfato, são transportados através da lesão formada (ARENDS *et al.*<sup>2</sup>, 1997). No entanto, as taxas de reação podem variar, em decorrência de diferenças qualitativas e quantitativas na composição do esmalte e da dentina/cimento. Assim, a dissolução da dentina é maior do que a do esmalte e também seu pH crítico é mais elevado (6,2 – 6,7) (MELBERG<sup>46</sup>, 1992; WEFEL<sup>88</sup>, 1994). Cimento e dentina respondem de forma similar à formação de cárie artificial e a solubilidade do cimento é semelhante à da dentina. (MELBERG<sup>46</sup>, 1992). Devido à grande quantidade de matéria orgânica (33% em volume) na raiz, a degradação enzimática também têm papel importante na progressão da doença radicular (KAWASAKI & FEATHERSTONE<sup>35</sup>, 1997). Além disso, a principal diferença nas cáries radiculares é a ocorrência freqüente de superfície externa sem mineral, mas com uma matriz orgânica, cuja perda por remoção mecânica ou degradação ácida ou enzimática provoca alteração da morfologia superficial (WEFEL<sup>88</sup>, 1994).

Para o estudo das pequenas alterações que ocorrem no conteúdo mineral do esmalte e da dentina, vários métodos têm sido empregados: microrradiografia, microscopia de luz polarizada, microdureza, análises químicas, e permeabilidade de iodo. Descrições detalhadas sobre cada uma das técnicas, suas indicações, vantagens e desvantagens foram feitas nos trabalhos de TEN BOSH & ANGMAR-MÅNSSON<sup>80</sup> (1991), ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup> (1992), WHITE *et al.*<sup>91</sup> (1992), e FEATHERSTONE<sup>18</sup> (1992). São técnicas úteis para lesões bem iniciais (essencialmente amolecimento superficial, com aproximadamente 0-50 µm) e em

outros casos, para lesões iniciais de 25-150  $\mu\text{m}$  ou de maior profundidade (FEATHERSTONE<sup>18</sup>, 1992). Podem ser usadas para estudar características de produtos individuais e para investigar mecanismos de ação.

Segundo TEN BOSH & ANGMAR-MÅNSSON<sup>80</sup> (1991), três parâmetros podem ser usados para expressar severidade de lesão de cárie e perda mineral associada: 1) o mineral perdido de um sítio específico na lesão, ou seja, a diminuição do conteúdo mineral (expresso em  $\text{kg.m}^{-3}$  ou vol %); 2) a integral da quantidade de mineral perdido em um local específico em função da distância abaixo da superfície (em  $\text{kg.m}^{-2}$  ou vol %. $\mu\text{m}$ ); e 3) a quantidade total de mineral perdido do bloco dental ou do dente (em kg ou g).

Por sua vez, em uma conferência sobre técnicas de avaliação de modelos intra-orais de desmineralização-rem mineralização (ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup>, 1992; WHITE *et al.*<sup>91</sup>, 1992; FEATHERSTONE<sup>18</sup>, 1992), alguns parâmetros foram apontados para a medição primária de alterações minerais nos substratos:

- Perfil mineral: corresponde à curva dos valores de porcentagem mineral em volume em função da profundidade abaixo da superfície externa. Mostra a distribuição mineral local.
- $\Delta Z$  (em vol %. $\mu\text{m}$  ou  $\text{kg.m}^{-2}$ ): é o valor de perda mineral, obtido pela diferença da área integrada entre o perfil mineral da lesão e o perfil mineral do tecido dental hígido (ou sua projeção). Segundo WHITE *et al.*<sup>91</sup> (1992), o valor  $\Delta Z$  é melhor conseguido com microrradiografia, mas pode ser substituído por microdureza interna, com protocolos apropriados e padronizados.
- Profundidade de lesão ( $d$  ou  $l_d$ ): é a distância a partir da superfície externa do tecido ao ponto em que o conteúdo mineral é 5% em volume menor que o valor do tecido sadio. Além de definir a magnitude da penetração e dano pelo ácido,



sua relação com  $\Delta Z$  fornece informações da natureza da destruição do ácido (e.g., amolecimento *versus* lesão subsuperficial). Pode ser medida diretamente com microdureza interna, microrradiografia ou luz polarizada.

Também foi proposta a utilização da quantidade média de mineral perdido (ou ganho) em uma lesão de cárie por unidade de comprimento de lesão ( $\mu\text{m}$ ), obtida pela razão  $R = \Delta Z / l_d$ , em vol % (ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup>, 1992). Segundo ARENDS *et al.*<sup>2</sup> (1997), R é aproximadamente constante durante o período de desmineralização *in vitro* de esmalte e dentina, sendo fortemente reduzido pela presença de pequenas quantidades de flúor no sistema desmineralizante.

Outro parâmetro interessante é a alteração no conteúdo mineral mostrado por um material experimental quando comparado com o controle, denominado de  $\Delta M$  (vol %. $\mu\text{m}$ ) por FEATHERSTONE & ZERO<sup>22</sup>, em 1992:

$$\Delta M = \Delta Z_{\text{teste}} - \Delta Z_{\text{controle}}$$

Um valor positivo de  $\Delta M$  indica aumento do conteúdo mineral, enquanto um valor negativo infere um conteúdo mineral diminuído em relação ao controle (FEATHERSTONE & ZERO<sup>22</sup>, 1992; TANTBIROJN *et al.*<sup>79</sup>, 1997).

Quanto à avaliação de cárie secundária nos estudos com cimento de ionômero de vidro, as técnicas mais utilizadas são:

- microrradiografia (TEN CATE *et al.*<sup>82</sup>, 1995; NAGAMINE *et al.*<sup>55</sup>, 1997), utilizada para estudar alterações na densidade mineral;
- microscopia por luz polarizada (KIDD & McLEAN<sup>37</sup>, 1979; ETTINGER *et al.*<sup>17</sup>, 1997), geralmente para mensurar alterações nas propriedades óticas;
- análises químicas (FORSS & SEPPÄ<sup>23</sup>, 1990; BENELLI *et al.*<sup>5</sup>, 1993; TEN CATE *et al.*<sup>82</sup>, 1995; NAGAMINE *et al.*<sup>55</sup>, 1997), para quantificar alterações na

composição química dos tecidos duros e das soluções (principalmente determinação de cálcio e/ou fosfato);

- microdureza (SERRA & CURY<sup>69</sup>, 1992; FORSS & SEPPÄ<sup>23</sup>, 1990; BENELLI *et al.*<sup>5</sup>, 1993; TANTBIROJN *et al.*<sup>79</sup>, 1997; PIMENTA *et al.*<sup>63</sup>, 1998), para medir alterações na resistência estrutural dos tecidos duros dentais.

A microdureza é um teste de dureza por indentação que envolve a penetração de uma ponta de diamante de geometria específica para dentro da superfície do material em teste, com forças que variam de 1 a 1000 gf (ASM<sup>4</sup>, 1992). Nos estudos em esmalte e dentina, o teste de microdureza mais utilizado é o teste Knoop (MEREDITH *et al.*<sup>47</sup>, 1996), realizado nos tecidos dentais desde 1942. Neste método, uma ponta de diamante de forma piramidal com base rômica é posicionado na amostra com uma determinada carga por um determinado tempo. O comprimento de indentação, em forma de losango, deixado pelo diamante na amostra, é medido microscopicamente e o valor de dureza é determinado usando-se fórmulas matemáticas. O número de dureza Knoop (KHN) é a razão da carga aplicada à ponta indentadora para a área projetada:

$$KHN = P/A = P/CL^2$$

onde P é a carga aplicada, em kgf; A é a área projetada da indentação, em mm<sup>2</sup>; L é o comprimento medido da diagonal maior, em mm; e C (0,07028) é uma constante relacionando a área projetada da indentação e o quadrado do comprimento da diagonal maior (ASM<sup>4</sup>, 1992). Os valores médios de dureza Knoop para esmalte e dentina são, respectivamente, 343 e 68 kgf / mm<sup>2</sup> (CRAIG<sup>8</sup>, 1997), havendo, porém, certa variabilidade entre dentes e em diferentes regiões de um mesmo dente (PURDELL-LEWIS *et al.*<sup>65</sup>, 1976; MEREDITH *et al.*<sup>47</sup>, 1996).

Na análise de alterações minerais, empregam-se dois diferentes tipos de mensurações de microdureza (ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup>, 1992):

- a) microdureza superficial, na qual a indentação é perpendicular à superfície externa polida do tecido. Fornece informação qualitativa das alterações minerais.
- b) microdureza interna, na qual a indentação é paralela à superfície anatômica do tecido. Fornece informação indireta do conteúdo mineral e pode ser usado para a análise quantitativa da desmineralização e remineralização.

Na microdureza interna, os espécimes devem ser seccionados perpendicularmente à superfície externa do dente e embutidos em resina, com a parte cortada voltada para fora. O conjunto é planificado e polido seqüencialmente. Indentações Knoop são então feitas a partir da superfície externa do esmalte para dentro, em intervalos pré-estabelecidos (em geral, a cada 25 µm) até várias centenas de µm de profundidade, com o longo eixo da ponta de diamante paralelo à superfície externa (FEATHERSTONE *et al.*<sup>20</sup>, 1983). A reprodutibilidade das mensurações de microdureza em aço, esmalte íntegro e descalcificado foi mensurada por PURDELL-LEWIS *et al.*<sup>65</sup>, em 1976, os quais encontraram um erro do operador de menos de 5%.

Segundo ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup> (1992), em relação à desmineralização e remineralização, as determinações de microdureza podem fornecer evidência indireta de perda ou ganho mineral. Se o comprimento de indentação aumenta, o tecido perdeu mineral; se o valor do comprimento de indentação diminui em magnitude, o tecido provavelmente ganhou mineral. FEATHERSTONE *et al.*<sup>20</sup>, em 1983, estabeleceram uma relação entre valores de indentação de microdureza e conteúdo mineral, válido para esmalte hígido e parcialmente desmineralizado (com 40 a 90% de volume mineral) e para dentina hígida. Nesse estudo, demonstrou-se

que a porcentagem de mineral em volume, como determinado pela microrradiografia, foi diretamente proporcional à raiz quadrada do número de dureza Knoop, com um coeficiente de correlação de 0,92. Foi proposta a seguinte equação

$$\% \text{ mineral (em volume)} = 4,3 \cdot \text{KHN}^{\frac{1}{2}} + 11,3$$

Calculados os valores de porcentagem mineral em volume em cada profundidade avaliada, pode-se obter a curva do perfil mineral e o valor de perda mineral  $\Delta Z$  (FEATHERSTONE *et al.*<sup>20</sup>, 1983).

Além da relação de microdureza e conteúdo mineral, DAVIDSON *et al.*<sup>12</sup> demonstraram, em 1974, uma correlação não-linear entre valores de microdureza interna e concentração de cálcio do esmalte humano e bovino, tanto hígido quanto descalcificado.

Os experimentos com microdureza têm sido feitos principalmente em esmalte, no qual a técnica é bem-estabelecida e pode ser usada em blocos com lesões (FEATHERSTONE<sup>18</sup>, 1992). WHITE *et al.*<sup>91</sup> (1992) comentaram que seu uso em dentina é mais crítico e requer cuidados devido às suas propriedades elásticas, sugerindo que se espere certo tempo entre a indentação e a leitura. HERKSTRÖTER *et al.*<sup>30</sup> (1989) observaram o comprimento de indentação em dentina humana e bovina, hígida e descalcificada, quando comparada com indentações em esmalte. As medições da indentação foram feitas imediatamente após o preparo (dia 0) e subsequente nos dias 1 a 5, mostrando diminuição significativa do comprimento de indentação apenas em dentina humana desmineralizada, comparando-se a medição-controle com a medição realizada após 1 dia; isso seria decorrente do relaxamento da indentação e do efeito de contração por desidratação (ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup>, 1992). Porém, MEREDITH *et al.*<sup>47</sup>, em 1996, em um

estudo de medição de microdureza e de módulo de Young em esmalte e dentina humanos, comentaram que técnicas de indentação como o teste Knoop parecem ser apropriadas para determinar as propriedades micromecânicas da dentina.

Assim, em resumo, na avaliação das alterações minerais, a mensuração da microdureza dos tecidos duros do dente apresenta as seguintes vantagens (ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup>, 1992): 1) de forma indireta, o conteúdo mineral pode ser determinado quantitativamente, e os valores de perda ou de ganho mineral podem ser estimados; e 2) o perfil mineral (porcentagem mineral em volume em função da distância da superfície externa) pode ser obtido.

***PROPOSIÇÃO***

Considerando os trabalhos existentes na literatura sobre a dinâmica de desmineralização-remineralização em relação à ação anticariogênica dos materiais dentários para cimentação em Prótese Dental, este estudo teve como objetivo geral avaliar a influência do tipo de cimento no desenvolvimento *in vitro* de cárie, na estrutura dental adjacente a restauração metálica cimentada.

Os objetivos específicos foram

1. avaliar quantitativamente a influência do cimento de fosfato de zinco e do cimento de ionômero de vidro modificado por resina na desmineralização dental, através da mensuração da microdureza do esmalte e da dentina radicular;
2. quantificar a perda mineral das amostras.

# ***METODOLOGIA***



## 1. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Este estudo *in vitro* é caracterizado como um experimento em blocos ao acaso com parcelas subdivididas (VIEIRA & HOFFMANN<sup>87</sup>, 1989).

Foram utilizados doze dentes terceiros molares humanos, sendo que cada dente originou quatro corpos-de-prova, conforme o esquema abaixo:

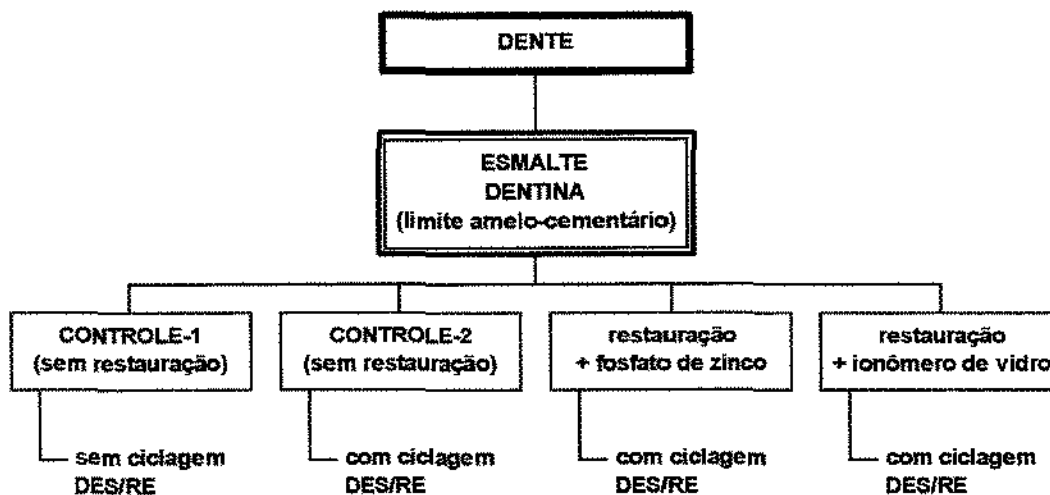


Figura 1. Esquema do delineamento experimental utilizado.

Após a ciclagem de desmineralização-remineralização, a microdureza Knoop do esmalte e da dentina foi mensurada em cada corpo-de-prova e os valores de perda mineral foram calculados.

## **2. PREPARO CAVITÁRIO E RESTAURAÇÃO DOS DENTES**

### **2.1. Materiais**

#### **2.1.1. Dentes**

A amostra foi constituída por doze dentes terceiros molares humanos extraídos por indicação cirúrgica. Após a exodontia, os dentes foram mantidos em solução de formol a 2%, pH 7, durante 30 dias, para desinfecção. As superfícies dentais foram raspadas com curetas manuais periodontais até a obtenção de uma superfície sem debris, lisa e dura. Em seguida, realizou-se polimento com taça de borracha e mistura de pedra-pomes e água, em baixa rotação, até a eliminação de riscos visíveis com lupa de quatro vezes de aumento.

Os dentes utilizados no trabalho foram escolhidos de acordo com os seguintes critérios de inclusão: mais de dois terços de raiz formada, volume adequado e região cervical hígida (ausência de lesões de cárie, trincas ou imperfeições tanto em esmalte quanto em dentina).

#### **2.1.2. Material restaurador**

Para simular uma restauração metálica fundida foi utilizada uma microesfera de aço inoxidável não-temperado, usada para rolamento (Rolamentos FAG Ltda, São Paulo, Brasil), com 1,5 mm de diâmetro.

### 2.1.3. Cimentos dentários

Os dois tipos de cimentos dentários avaliados neste trabalho foram:

- Cimento de ionômero de vidro modificado por resina
- Cimento de fosfato de zinco

**Quadro 2. Cimentos dentários estudados.**

<b>Tipo de cimento</b>	<b>Marca</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Lote do Pó</b>	<b>Lote do Líquido</b>	<b>Proporção Pó/Líquido</b>
Fosfato de zinco	CIMENTO DE ZINCO	SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro RJ, Brasil	30/01/98	05/03/98	1 medida pequena de pó para 4 gotas de líquido
Ionômero de vidro modificado por resina	3M VITREMER Luting Cement	3M Dental Products, St. Paul MN, EUA	19970826	19970826	1 medida de pó para 1 gota de líquido

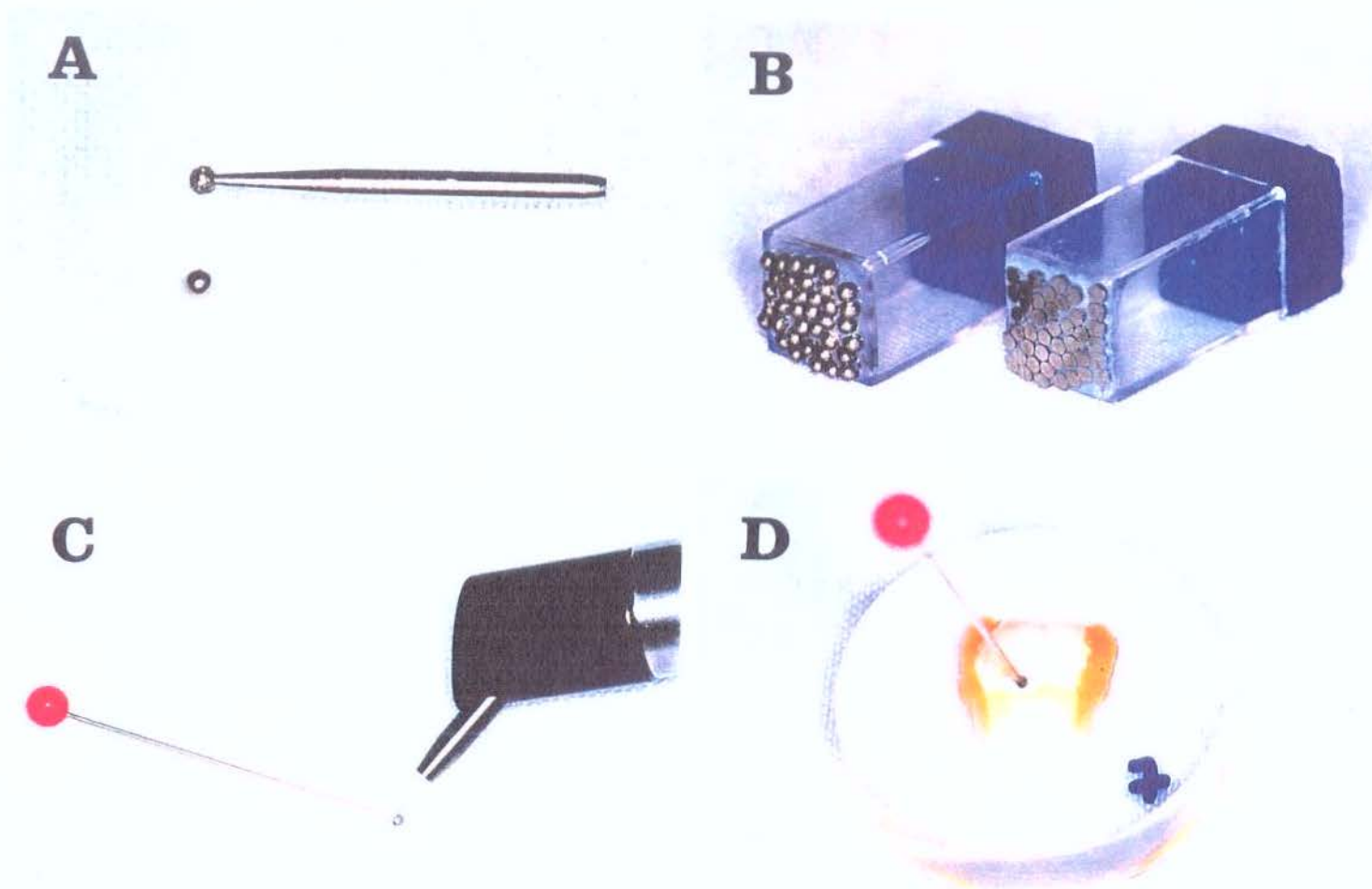
## 2.2. Preparo cavitário e obtenção da restauração metálica

Inicialmente os dentes foram seccionados transversalmente no terço médio da raiz e da coroa, com disco diamantado de dupla face (número 11-4244, série 15 HC – DIAMOND BUEHLER) acoplado à cortadeira metalográfica elétrica BUEHLER-ISOMET, sob refrigeração com água deionizada. O segmento de cada dente foi então seccionado longitudinalmente para a obtenção de quatro blocos. Para cada

dente foram feitos dois preparos cavitários, em dois blocos escolhidos aleatoriamente.

Os preparos foram realizados com ponta diamantada esférica KG SORENSEN número 1014, usando-se alta rotação e refrigeração com *spray* de água. Introduzindo-se metade da parte ativa da ponta esférica na estrutura dental, obteve-se uma cavidade em forma de meia-esfera, com diâmetro de 1,5 mm e margens em ângulo reto. O preparo foi localizado no limite amelo-cementário, de forma que metade da cavidade estivesse situada em esmalte e a outra metade, em dentina radicular. As cavidades receberam então acabamento manual com escariador de dentina, foram limpas com detergente aniônico e enxaguadas com água deionizada. Os blocos dentais foram mantidos em ambiente fechado e úmido e sob refrigeração (aproximadamente 7 °C) até o momento da cimentação.

Para a obtenção das restaurações metálicas, as microesferas de aço de 1,5 mm de diâmetro foram desgastadas até aproximadamente metade do seu diâmetro. Isso foi realizado através da colagem das esferas com SUPER BONDER em um suporte de acrílico para possibilitar o desgaste uniforme na politriz AROTEC, modelo APL-4, usando-se lixa de granulação 320 (CARBIMET Paper Discs – BUEHLER). Em seguida, as meia-esferas foram removidas e as superfícies a serem cimentadas foram jateadas com óxido de alumínio de 50 µm de granulação com o aparelho Microjato BIO-ART. Este jateamento teve por objetivo remover os resíduos do adesivo e promover maior rugosidade superficial, preparando a superfície para a cimentação (Figura 2).



**Figura 2. Obtenção da restauração metálica:** A. Microesfera para rolamento e ponta diamantada utilizadas; B. Microesferas fixadas com adesivo em suporte (à esquerda) e desgastadas até aproximadamente a metade (à direita); C. Jateamento da meia-esfera com óxido de alumínio; D. Cimentação da restauração metálica.

### 2.3. Procedimento restaurador

Para cada dente, uma das cavidades preparadas foi aleatoriamente restaurada pela cimentação da restauração metálica com cimento de fosfato de zinco e a outra, com cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

Os cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro modificado por resina foram proporcionados e manipulados de acordo com as recomendações do fabricante. O cimento foi pincelado em uma fina camada sobre as superfícies a serem cimentadas. A restauração foi posicionada e mantida em posição com pressão manual até a presa inicial do cimento. Aproximadamente uma hora após a presa final do cimento, os excessos foram removidos com escariador de dentina número 5 e com lâmina de bisturi número 11, colocada paralelamente à superfície do dente.

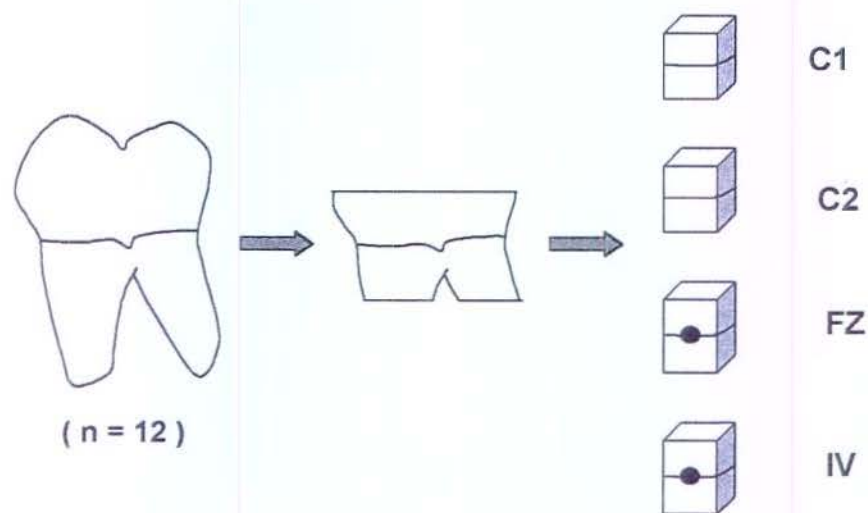


Figura 3. Esquema da obtenção dos grupos experimentais.

### 3. PREPARO DAS AMOSTRAS PARA A CICLAGEM DE DESMINERALIZAÇÃO-REMINERALIZAÇÃO

Quatro grupos de blocos dentais foram assim formados, conforme o quadro abaixo:

**Quadro 3. Grupos experimentais.**

<b>C</b>	<b>1</b> – sem ciclagem (n=12)
	<b>2</b> – com ciclagem (n=12)
<b>IV</b>	com ciclagem (n=12)
<b>FZ</b>	com ciclagem (n=12)

*Legenda:*

C: controle (sem restauração)

1: sem ciclagem de desmineralização-remineralização (controle negativo)

2: com ciclagem de desmineralização-remineralização (controle positivo)

IV: restauração metálica cimentada com ionômero de vidro

FZ: restauração metálica cimentada com fosfato de zinco

Nos grupos IV e FZ, foi fixado um disco de fita adesiva com 2,5 mm de diâmetro sobre cada restauração. As superfícies dentais externas foram então pintadas com uma camada de esmalte para unhas ácido-resistente. O restante da superfície dos blocos dentais foi isolado com cera pegajosa (KERR). Após a secagem do esmalte, a fita adesiva foi removida, expondo a restauração metálica e um “anel” de estrutura dental circundante com 0,5 mm de largura (Figura 4). Dessa forma, a área total de estrutura dental exposta às soluções da ciclagem de



desmineralização-remineralização era de aproximadamente  $3 \text{ mm}^2$  (diferença entre as áreas do círculo de fita adesiva e da restauração metálica).

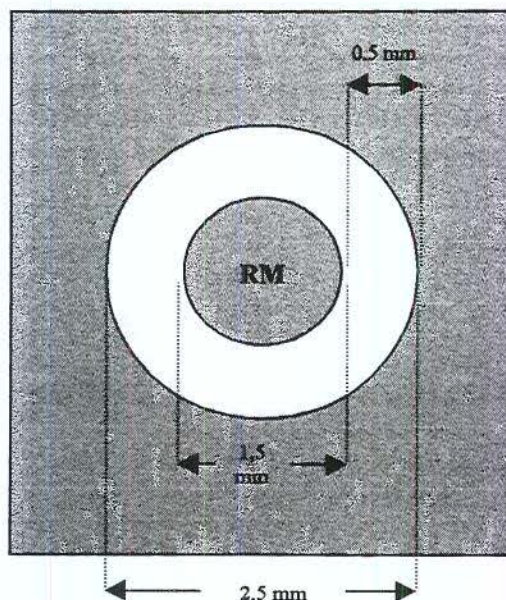


Figura 4. Esquema do isolamento dos grupos FZ e IV (RM: restauração metálica cimentada).

No grupo C2, a superfície dental externa foi pintada com esmalte para unhas, com exceção de uma área de  $3 \text{ mm}^2$  localizada no limite amelo-cementário. O restante da superfície dos blocos dentais foi isolado com cera pegajosa (KERR).

O grupo C1 não recebeu isolamento.

Após esse preparo, todos os blocos dentais foram mantidos em ambiente fechado e úmido e sob refrigeração por 24 h até o início da ciclagem de desmineralização-remineralização.





Figura 5. Blocos dentais dos grupos C2, FZ e IV isolados com cera pegajosa e esmalte para a ciclagem de pH.



Figura 6. Grupos C2, FZ e IV preparados para a ciclagem de pH em recipientes separados.

#### 4. TRATAMENTO

##### **Ciclagem de desmineralização-remineralização (Ciclagem de pH)**

Para cada grupo submetido à ciclagem de pH (C2, IV e FZ), os doze blocos dentais foram fixados com cera pegajosa em suportes de fio ortodôntico e imersos alternadamente nas soluções desmineralizante e remineralizante contidas em recipientes de acrílico. Dessa forma, os três grupos foram ciclados separadamente (Figura 6).

A solução desmineralizante constituía-se de tampão acetato contendo 2,2 mM de cálcio ( $\text{CaCl}_2$ ), 2,2 mM de fosfato ( $\text{Na H}_2\text{PO}_4$ ), 0,05 M de ácido acético e 1 ppm de flúor, com pH 4,5 ajustado por KOH (WEFEL *et al.*<sup>89</sup>, 1995). A composição química da solução remineralizante era 1,5 mM de cálcio, 0,9 mM de fosfato, 0,15 M KCl e tampão TRIS, com pH 7,0 (adaptado de FEATHERSTONE *et al.*<sup>21</sup>, 1986). Ambas as soluções continham aproximadamente 95mg/L de timol para evitar o crescimento de microorganismos. Foram utilizados 6,25 mL/mm<sup>2</sup> de solução desmineralizante e 3,125 mL/mm<sup>2</sup> de solução remineralizante, em relação à área dental exposta nos blocos dentais.

De acordo com um estudo-piloto realizado para definir toda a metodologia de ciclagem de pH, os grupos foram submetidos a oito ciclos de desmineralização-remineralização, sendo que cada ciclo era constituído por um período de sete horas de imersão em solução desmineralizante seguido por dezessete horas em solução remineralizante. Entre as imersões, os blocos dentais foram limpos com jatos de água deionizada por cinco segundos e secos com papel absorvente, sem pressioná-los. Após os primeiros quatro ciclos, houve um período de 48 horas de imersão em solução remineralizante. As soluções foram então descartadas e substituídas no

início do quinto ciclo. Toda a ciclagem de pH foi realizada em temperatura constante de 37 °C.

O grupo C1, que não foi submetido à ciclagem de desmineralização-remineralização, foi mantido em ambiente fechado úmido e sob refrigeração.

Após a ciclagem, os blocos foram limpos com jatos de água deionizada, secos com papel absorvente e mantidos em ambiente fechado e úmido e sob refrigeração até o preparo para leitura de microdureza.

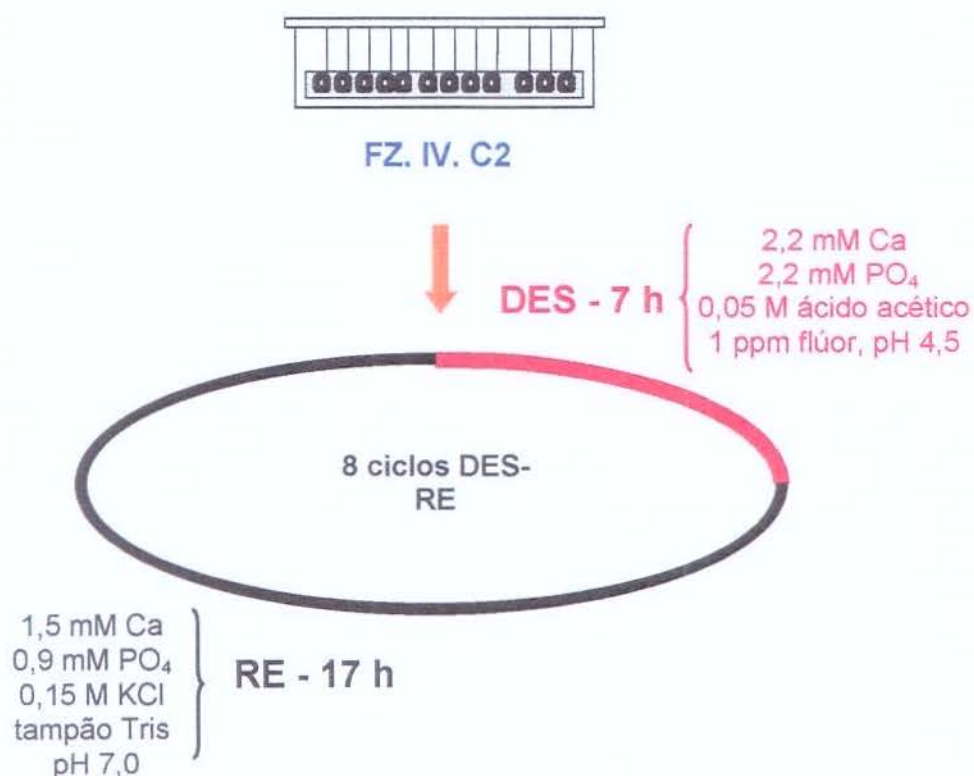


Figura 7. Esquema da ciclagem de desmineralização-remineralização.



## **5. PREPARO DOS CORPOS-DE-PROVA PARA A ANÁLISE DE MICRODUREZA**

Cada bloco dental foi fixado em placa de acrílico de 4x4x1 cm com cera pegajosa (KERR) e seccionado em dois segmentos com um corte longitudinal, passando pelo centro da restauração ou da área-controle. Para a obtenção dos cortes foi utilizada a cortadeira elétrica BUEHLER-ISOMET com disco diamantado de dupla face. Um segmento de cada bloco foi aleatoriamente escolhido para a leitura de microdureza.

Os segmentos dentais escolhidos foram embutidos em um disco de resina acrílica utilizando-se a embutidora metalográfica AROTEC, modelo PRE-30. Para cada dente, sobre a base do pistão da embutidora, foram fixados os blocos dos grupos C1, C2, FZ e IV, de modo que a face cortada ficasse exposta para a leitura da microdureza. Em seguida, adicionou-se resina acrílica incolor ativada termicamente (CLÁSSICO), o pistão foi fechado e a embutidora foi acionada, padronizando-se um ciclo de 5 min de aquecimento, com pressão mantida entre 100-150 kgf/cm<sup>2</sup>, seguido por 8 min de resfriamento.

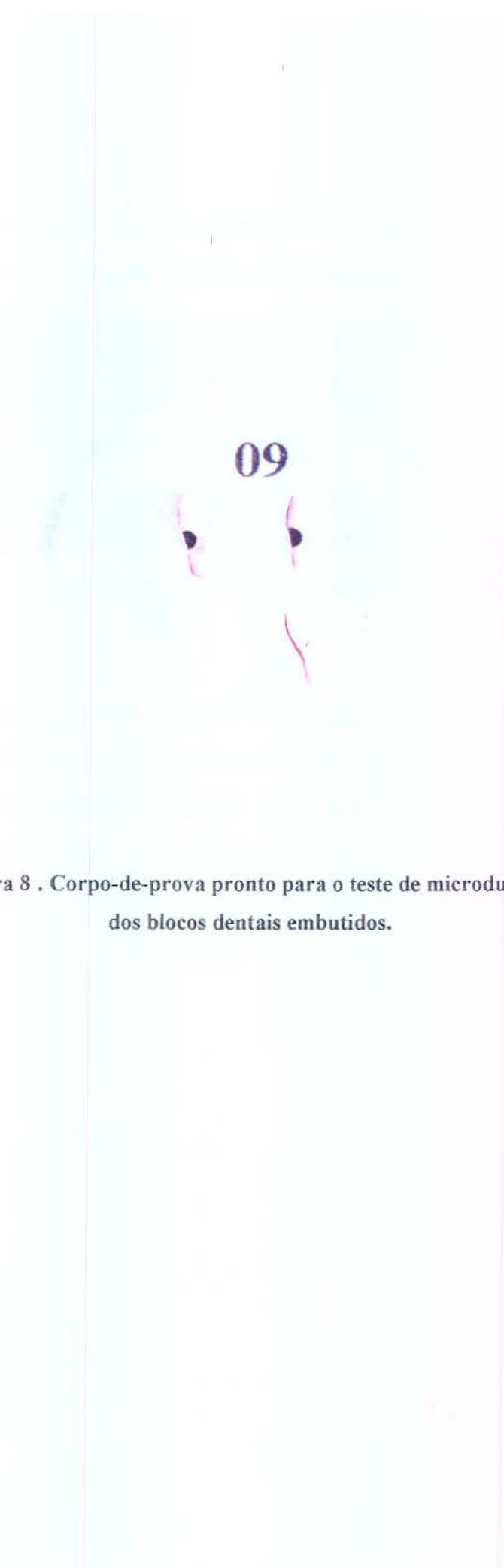
Para o acabamento e o polimento utilizou-se a lixadeira-politriz elétrica AROTEC, modelo APL-4, com um dispositivo para tratamento simultâneo de seis corpos-de-prova. Em todas as etapas foi utilizada baixa rotação; a refrigeração a água foi ativada somente para os procedimentos de acabamento com lixas.

Inicialmente foi realizado o acabamento superficial com lixa de granulação 320 (CARBIMET Paper Discs – BUEHLER), com quatro pesos-padrão de 86 g sobre cada corpo-de-prova, até a completa exposição das superfícies dos blocos dentais embutidos. Em seguida, usou-se a lixa de granulação 600, com cinco pesos-

padrão de 86 g. O acabamento final foi dado com lixa de granulação 1200, com cinco pesos-padrão, e foi considerado satisfatório quando não foram observados riscos na superfície dos discos.

A limpeza dos corpos-de-prova foi feita com solução de detergente ULTRAMET SONIC CLEANING SOLUTION, diluída em água deionizada na proporção de 1:20, em aparelho de ultra-som, durante três minutos; em seguida, os corpos-de-prova foram enxaguados em água deionizada corrente. Este procedimento padronizado de limpeza foi realizado entre todas as etapas de acabamento e de polimento.

No polimento foram utilizados discos de papel feltro auto-adesivo (METADI) com suas respectivas suspensões de diamante (METADI Diamond Suspension, Color Polishing Spray-Water Base), na seguinte sequência: granulação 6  $\mu\text{m}$  durante 4 minutos, 3  $\mu\text{m}$  por 3 minutos e 1  $\mu\text{m}$  por 2 minutos. Em todas as fases foram usados quatro pesos-padrão. Após o procedimento de limpeza, os corpos-de-prova foram armazenados em ambiente fechado, úmido e refrigerado.



**Figura 8 . Corpo-de-prova pronto para o teste de microdureza dos blocos dentais embutidos.**

## 6. ANÁLISE DE MICRODUREZA INTERNA

A microdureza interna da estrutura dental foi mensurada com o microdurômetro SHIMADZU, modelo HMV2000, com ponta penetradora tipo Knoop e aumento de 500 vezes.

De acordo com resultados obtidos em estudo-piloto, para a dentina foi utilizada uma carga estática de 5 g, aplicada por 5 segundos. No esmalte, a carga estática foi de 25 g, por 5 segundos. Para evitar a desidratação da dentina, a leitura da microdureza em cada grupo foi realizada alternando-se os corpos-de-prova, que eram mantidos em ambiente fechado e úmido.

Nos grupos FZ e IV, foram realizadas doze indentações em esmalte e doze em dentina radicular, na região adjacente à restauração cimentada, com o longo eixo da ponta de diamante paralela à superfície externa do dente, conforme o esquema abaixo:

- Profundidade (em relação à superfície dental): 20  $\mu\text{m}$  (1), 40  $\mu\text{m}$  (2), 60  $\mu\text{m}$  (3) e 80  $\mu\text{m}$  (4)
- Distância (em relação à margem do preparo): 20  $\mu\text{m}$  (A), 120  $\mu\text{m}$  (B) e 220  $\mu\text{m}$  (C)

Nos grupos-controle C1 e C2, realizaram-se quatro indentações em esmalte e quatro em dentina radicular, nas profundidades: 20  $\mu\text{m}$  (1), 40  $\mu\text{m}$  (2), 60  $\mu\text{m}$  (3) e 80  $\mu\text{m}$  (4) a partir da superfície dental.



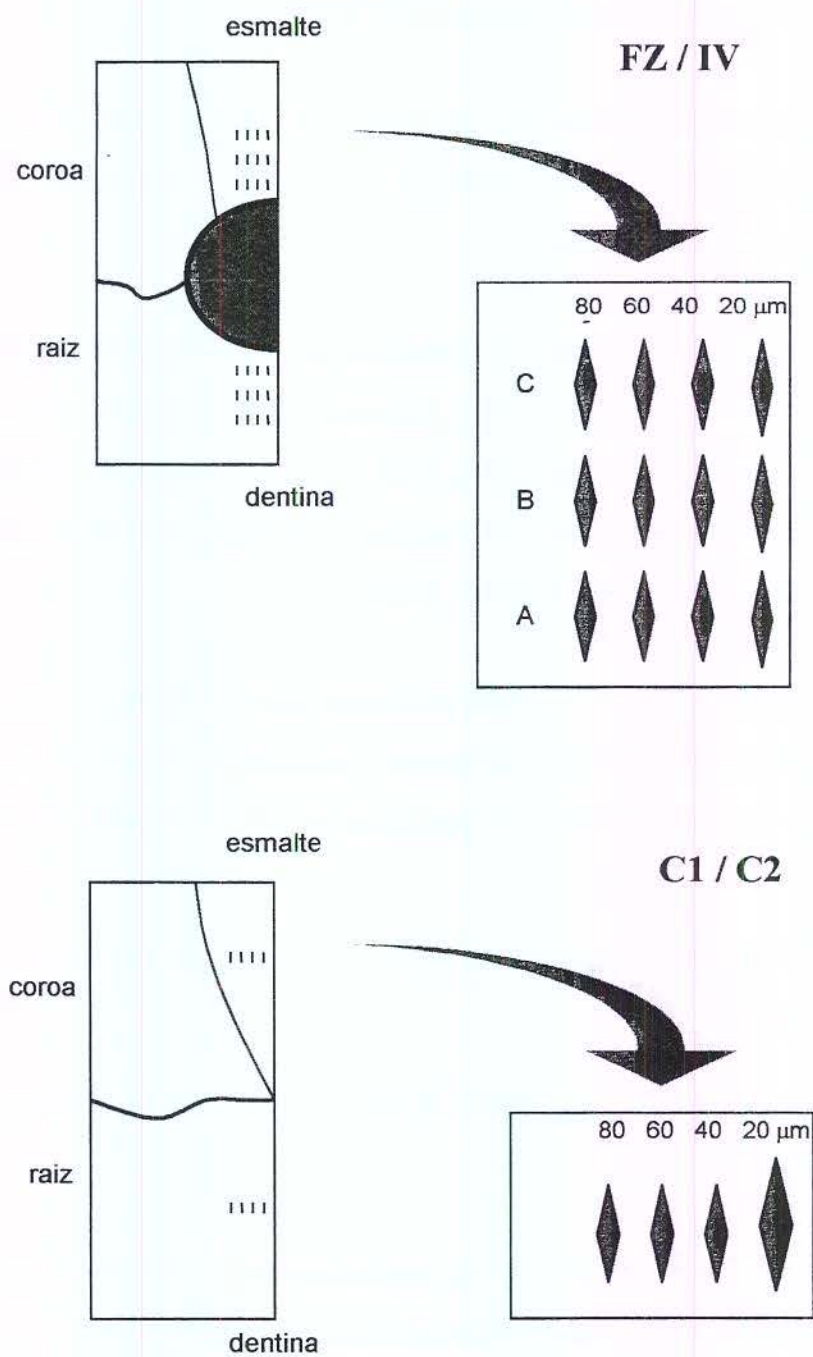


Figura 9. Esquema dos pontos de medição de microdureza Knoop.



Efetuada as leituras de dureza Knoop, os corpos-de-prova foram fotografados com o equipamento fotográfico acoplado ao microdurômetro – câmera OLYMPUS, modelo C-35DA-2.

Nos cortes em que a restauração permaneceu no local, a espessura de película cimentante nas margens foi medida através do sistema de mensuração de distância do microscópio.

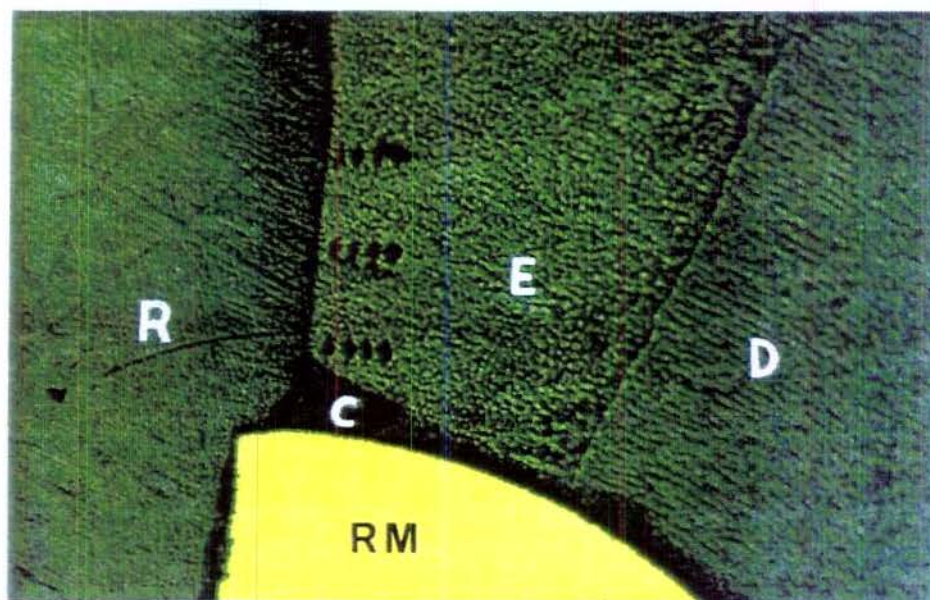


Figura 10. Indentações em esmalte no Grupo FZ. Aumento de 100 vezes.  
(E: esmalte; D: dentina; R: resina; RM: restauração metálica; FZ: fosfato de zinco)

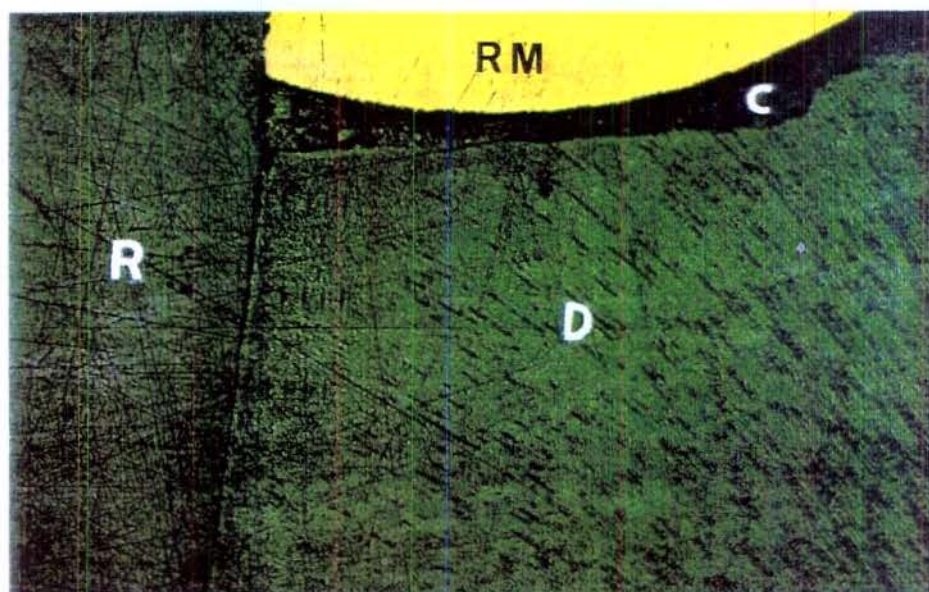


Figura 11. Indentações em dentina radicular no Grupo IV. Aumento de 100 vezes.  
(D: dentina; R: resina; RM: restauração metálica; IV: ionômero de vidro modificado por resina)



Figura 12. Indentações em esmalte no Grupo C1. Aumento de 100 vezes.  
(E: esmalte; D: dentina; R: resina)



Figura 13. Indentações em dentina radicular no Grupo C2. Aumento de 500 vezes.  
(D: dentina; R: resina)



## 7. PERDA MINERAL

Para cada grupo, os valores de microdureza Knoop (KHN) foram convertidos em porcentagem mineral em volume de acordo com a fórmula proposta por FEATHERSTONE *et al.*<sup>20</sup> (1983)

$$\% \text{ mineral (em volume)} = 4,3 \cdot \text{KHN}^{\frac{1}{2}} + 11,3$$

Após calcular os valores de porcentagem mineral em volume em cada profundidade avaliada, foram obtidos a curva do perfil mineral de todos os grupos, a área integrada sob a curva e o valor de perda mineral ( $\Delta Z$ ) nos grupos FZ, IV e C2 (ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup>, 1992; WHITE *et al.*<sup>91</sup>, 1992; FEATHERSTONE<sup>18</sup>, 1992).

O perfil mineral foi obtido através de uma função linear aproximada por polinômio de ordem três, ou seja, uma linha contínua que passava pelos quatro pontos coordenados de valores de porcentagem mineral em volume (eixo  $y$ ) e profundidade abaixo da superfície externa (eixo  $x$ ). A área sob a curva de perfil mineral foi calculada pela integral da função de terceira ordem, correspondendo ao conteúdo mineral. O valor  $\Delta Z$  (em vol%. $\mu\text{m}$ ) foi obtido pela diferença da área integrada entre o perfil mineral da lesão e o perfil mineral do tecido dental hígido (grupo C1) (APÊNDICE 1).

## 8. ANÁLISE ESTATÍSTICA

### Microdureza Knoop

A análise estatística consistiu em se estudar a *variável dependente* microdureza Knoop, em esmalte e em dentina radicular (separadamente), com os seguintes fatores de variação

- a partir de quatro *tratamentos*:
  - cimentação com fosfato de zinco (FZ);
  - cimentação com ionômero de vidro modificado por resina (IV);
  - controle negativo (C1);
  - controle positivo (C2);
- em três *distâncias* a partir da margem do preparo:
  - Distância A (20  $\mu\text{m}$ );
  - Distância B (120  $\mu\text{m}$ );
  - Distância C (220 $\mu\text{m}$ );
- e em quatro *profundidades* a partir da superfície externa do dente:
  - Profundidades 1 (20  $\mu\text{m}$ );
  - Profundidades 2 (40  $\mu\text{m}$ );
  - Profundidades 3 (60  $\mu\text{m}$ );
  - Profundidades 4 (80  $\mu\text{m}$ );

segundo um modelo matemático para delineamento experimental em blocos ao acaso com parcelas subdivididas (VIEIRA & HOFFMANN<sup>87</sup>, 1989), sendo que cada dente foi considerado um bloco.

Em uma primeira etapa, para os *tratamentos* FZ e IV, foram efetuados três tipos de análises estatísticas nos conjuntos de dados obtidos:

- Uma primeira análise exploratória dos dados através de ferramentas para estudo de suposições necessárias para a execução da análise de variância;
- Uma análise de variância seguindo o modelo adequado para experimentos casualizados em blocos com parcelas subdivididas tendo o *tratamento* como parcela principal e os fatores *distância* e *profundidade* definindo as sub-parcelas em um esquema fatorial;
- Como foi detectado efeito significativo de *profundidade*, foi realizado um estudo de regressão linear para verificar seu efeito sobre a *dureza*.

Como não houve diferença significativa para o fator *distância* na primeira análise, obteve-se a média dos valores da dureza em cada profundidade, considerando-se as três distâncias como repetições. A seguir, para a comparação de todos os *tratamentos*, foram realizadas as seguintes análises:

- Um estudo preliminar dos dados através de ferramentas para verificar as suposições necessárias à análise de variância;
- Uma análise de variância adequada para experimentos casualizados em blocos com parcelas subdivididas tendo o *tratamento* como parcela principal e o fator *profundidade* definindo a sub-parcela em um esquema fatorial;
- Como foi detectado efeito significativo da interação entre *profundidade* e *tratamento*, foram feitas as comparações múltiplas de médias, em pares, da interação *Profundidade versus Tratamento* através do Teste de Tukey.



Para a realização dos cálculos da análise estatística foi utilizado o programa SAS.

### **Perda mineral**

A análise estatística consistiu em se estudar as variáveis dependentes *área integrada* e *perda mineral* ( $\Delta Z$ ), em esmalte e em dentina radicular (separadamente), tendo os *tratamentos* como fonte de variação.

Para a variável dependente *Área integrada*, foram efetuados as seguintes análises estatísticas no conjunto de dados obtido:

- Verificação das pressuposições necessárias para análise de variância;
- Uma análise de variância tendo o fator *tratamento* (C1, C2, FZ, IV) como fonte de variação;
- Como foi detectado efeito significativo para o fator *tratamento*, foi realizado um estudo para comparação de médias, duas a duas, através do teste de Tukey, ao nível de significância de 5%.

A seguir, para a comparação dos *tratamentos* C2, FZ e IV em relação à variável dependente *Perda mineral* ( $\Delta Z$ ), foram realizadas as seguintes análises:

- Verificação das pressuposições necessárias para análise de variância;
- Uma análise de variância com o fator de variação *tratamento*;

- Comparações múltiplas de médias, em pares, do fator *Tratamento* feita através do Teste de Tukey, ao nível de significância de 5%.

Para a realização dos cálculos da análise estatística foi utilizado o programa MS EXCEL.



## ***RESULTADOS***

A apresentação dos resultados foi dividida em três subcapítulos: Dentina radicular, Esmalte e Espessura de película de cimento. Os dados originais constam em Apêndice (Apêndices 2 a 5).

## 1. DENTINA RADICULAR

### 1.1 Microdureza

#### 1.1.1 Análise dos Tratamentos FZ e IV

Em uma primeira etapa, foram analisados os resultados de *Dureza Knoop* dentro dos *Tratamentos* FZ e IV através de análise de variância, cujo resultado é apresentado na Tabela 1.

**Tabela 1. Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (12), Tratamento (2), Distância (3) e Profundidade (4) e suas interações, em dentina radicular.**

<i>Causa de Variação</i>	<i>GL</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrados Médios</i>	<i>Valor F</i>	<i>Pr &gt; F</i>
Modelo	45	15411.846284	342.485472	12.45	0.0001
DENTE	11	2446.753715			
TRATAMENTO	1	17.850312	17.850312	0.12	0.7335
Resíduo (A)	11	1609.896770	146.354218		
DISTÂNCIA	2	157.220902	78.610451	2.86	0.0594
PROFUNDIDADE	3	10965.189548	3655.063182	132.82	0.0001
TRAT*DIST	2	10.126458	5.063229	0.18	0.8321
TRAT*PROF	3	53.321493	17.773831	0.65	0.2862
DIST*PROF	6	31.684930	5.280821	0.19	0.9789
TRAT*DIST*PROF	6	119.802152	19.967025	0.73	0.6294
Resíduo (B)	242	6659.613680	27.519064		
Total corrigido	287	22071.459965			

CV = 15.82479  
R<sup>2</sup> = 0.698270

A partir desta análise, observou-se que o único efeito significativo foi o do fator de variação *Profundidade* (ao nível de significância de 1%), havendo, portanto, fortes evidências de que as médias verdadeiras das profundidades diferem entre si. Por outro lado, não houve indícios de que os fatores *Tratamento*, *Distância* ou quaisquer combinações afetem significativamente a *Dureza*. Ou seja, não houve diferença significativa de dureza da dentina radicular com os cimento de fosfato de zinco e de ionômero de vidro modificado por resina, nem nas três distâncias a partir da restauração cimentada. Para fins ilustrativos, o comportamento geral da dureza da dentina radicular com os dois tipos de cimento em relação à distância e profundidade é demonstrado na Tabela 2 e nas Figuras 14 e 15.

**Tabela 2. Dureza Knoop da dentina radicular (média e desvio-padrão) em função do tipo de cimento, da profundidade (P) em relação à superfície externa e da distância (A, B, C) a partir das margens do preparo com restauração cimentada.**

	FOSFATO DE ZINCO			IONÔMERO DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA		
	A (20 $\mu$ m)	B (120 $\mu$ m)	C (220 $\mu$ m)	A (20 $\mu$ m)	B (120 $\mu$ m)	C (220 $\mu$ m)
P1 (20 $\mu$ m)	23,3 (5,3)	24,6 (4,9)	23,7 (6,3)	26,6 (6,0)	27,5 (8,0)	23,2 (3,4)
P2 (40 $\mu$ m)	30,2 (5,9)	32,3 (4,4)	28,5 (5,3)	30,5 (7,0)	29,5 (8,0)	30,2 (7,0)
P3 (60 $\mu$ m)	37,1 (8,3)	38,0 (7,1)	34,8 (6,9)	36,5 (6,0)	37,2 (4,9)	35,8 (6,1)
P4 (80 $\mu$ m)	41,1 (7,5)	40,8 (7,1)	40,5 (6,5)	41,8 (6,1)	41,4 (5,5)	40,6 (6,5)

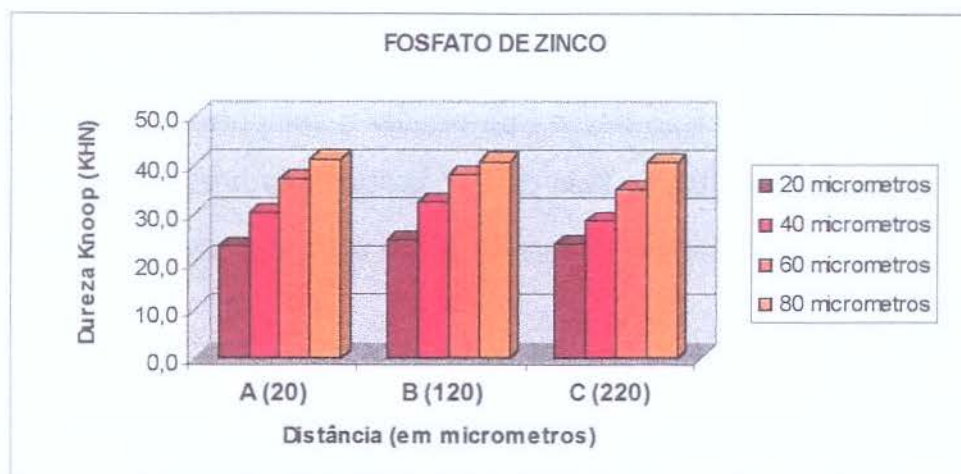


Figura 14. Dureza da dentina radicular (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com fosfato de zinco.

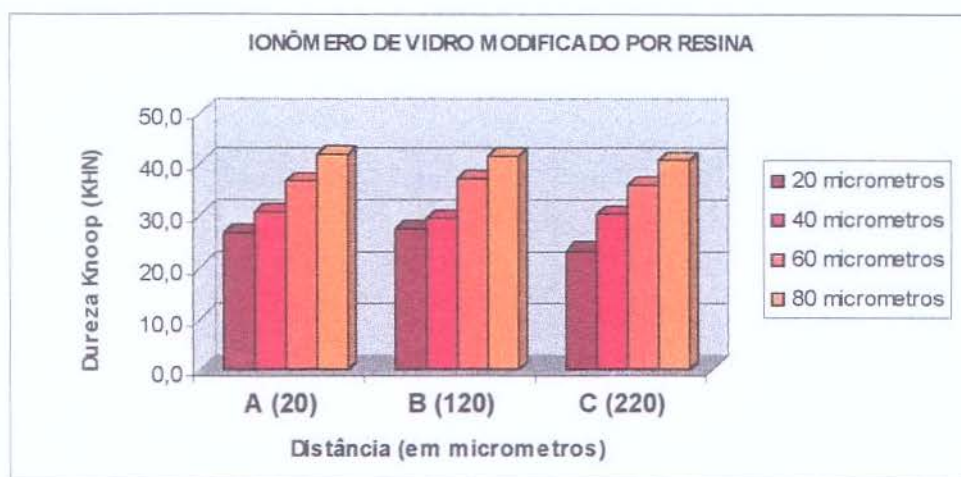


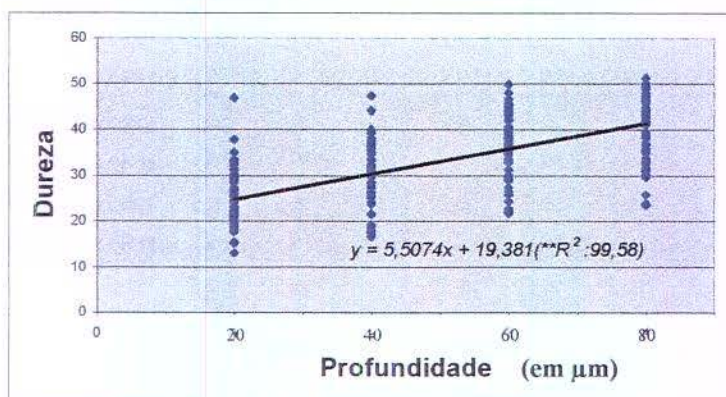
Figura 15. Dureza da dentina radicular (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com ionômero de vidro modificado por resina.



A *Profundidade* foi o único fator de variação significativo em relação à *dureza* da dentina radicular. Como a *Profundidade* é um fator quantitativo, foi realizado um estudo de regressão linear para estudar o comportamento de dureza a partir da variação na profundidade. Pelo estudo da regressão linear simples, obteve-se a seguinte equação para estimar a *dureza* (y) de dentina a partir dos valores de *profundidade* (x):

$$y = 5,5074 x + 19,391, \text{ com coeficiente de determinação } R^2 = 99,58 \%$$

A regressão linear foi altamente significativa, indicando que a profundidade afeta significativamente a dureza. A estatística  $R^2$  de 99,58 % indica um estreito ajustamento da função aos dados, o que garante a utilização da função para estimar a dureza a partir dos valores de *Profundidade*. A Figura 16 representa a tendência observada através da curva de regressão, mostrando a correlação positiva entre dureza da dentina radicular e profundidade.



**Figura 16.** Curva de regressão linear da dureza de dentina radicular em função da profundidade.

### 1.1.2 Análise conjunta dos Tratamentos FZ, IV, C1 e C2

Não havendo indícios de significância para o fator *Distância* dentro dos tratamentos FZ e IV, como observado na primeira etapa de análise (tópico 1.1.1), os valores médios de dureza em cada profundidade foram obtidos (média dos valores das distâncias A, B e C). Isso permitiu a comparação entre os quatro grupos de *Tratamento* (FZ, IV, C1 e C2), uma vez que os grupos C1 e C2 não apresentam o fator *Distância*. O resultado da análise de variância da variável dependente (*Dureza Knoop*) em função dos fatores de variação *Dente*, *Tratamento* e *Profundidade* é apresentado na Tabela 3.

**Tabela 3. Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (12), Tratamento (4) e Profundidade (4) e suas interações, em dentina radicular.**

<i>Causa de Variação</i>	<i>GL</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrados Médios</i>	<i>Valor F</i>	<i>Pr &gt; F</i>
Modelo	59	19592.42505	332.07500	13.98	0.0001
DENTE	11	1603.130880			
TRATAMENTO	3	6660.536620	2220.178873	48.07	0.0001
Resíduo (A)	33	1524.066574	46.183836		
PROFUNDIDADE	3	8400.774630	2800.258210	117.91	0.0001
TRAT*PROF	9	1403.916343	155.990705	6.57	0.0001
Resíduo	132	3134.89014	23.74917		
Total corrigido	191	22727.315119			

CV = 14.21769

R<sup>2</sup> = 0.862065

Verificou-se que os fatores principais (*Profundidade* e *Tratamento*) e a interação entre os fatores foram significativos ao nível de 1% de significância, ou seja, todos têm influência sobre a dureza. Houve necessidade, portanto, de um estudo complementar para desmembrar os efeitos dessa interação, para a

comparação das médias de dureza. Ressalte-se, porém, que, havendo interação significativa entre *Tratamento* e *Profundidade*, o resultado conclusivo deve ser tomado pelas médias de um fator dentro do outro, porque uma interação significativa representa que o resultado obtido por um fator depende do outro fator. Ou seja, quando a análise da variância detecta interação significativa não se deve concluir sobre cada fator isoladamente. O detalhamento da análise, através do teste de Tukey-Kramer, para os efeitos principais, é mostrado nas Tabelas 4 e 5. As Figuras 17 e 18 apresentam a comparação do comportamento da dureza da dentina radicular quanto ao tratamento e à profundidade.

**Tabela 4.** Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes aos tratamentos (C1, C2, FZ, IV) dentro de cada profundidade (P), em dentina radicular.

TRATAMENTO	P 1 (20 $\mu$ m)		P 2 (40 $\mu$ m)		P 3 (60 $\mu$ m)		P 4 (80 $\mu$ m)	
C1	39.9 (7.3)	a	40.5 (5.1)	a	44.9 (4.8)	a	49.1 (5.7)	a
C2	15.9 (5.2)	c	17.7 (7.2)	c	34.1 (9.5)	b	41.1 (6.5)	b
FZ	23.8 (5.4)	b	30.3 (5.3)	b	36.6 (7.4)	b	40.8 (6.9)	b
IV	25.8 (6.2)	b	30.1 (7.2)	b	36.5 (5.6)	b	41.3 (5.9)	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância pelo teste de Tukey-Kramer (comparação em coluna).

Na Tabela 4 são apresentados os valores médios de dureza da dentina radicular para os tratamentos C1, C2, FZ e IV dentro de cada profundidade.



Verificaram-se resultados similares a 20 e 40  $\mu\text{m}$  e também a 60 e 80  $\mu\text{m}$ . Nas profundidades 20 e 40  $\mu\text{m}$ , houve diferença significativa de dureza entre todos os grupos, com exceção da comparação entre FZ e IV, que foi estatisticamente semelhante. Nessas profundidades, C1 (dentina radicular hígida) apresentou a maior dureza média, seguido por FZ e IV, os quais foram significativamente distintos de C2, grupo com a menor dureza. Em relação às profundidades 60 e 80  $\mu\text{m}$ , apenas o grupo C1 apresentou dureza significativamente maior que os demais grupos. A Figura 17 representa graficamente esses padrões de comportamento da dureza em dentina radicular.

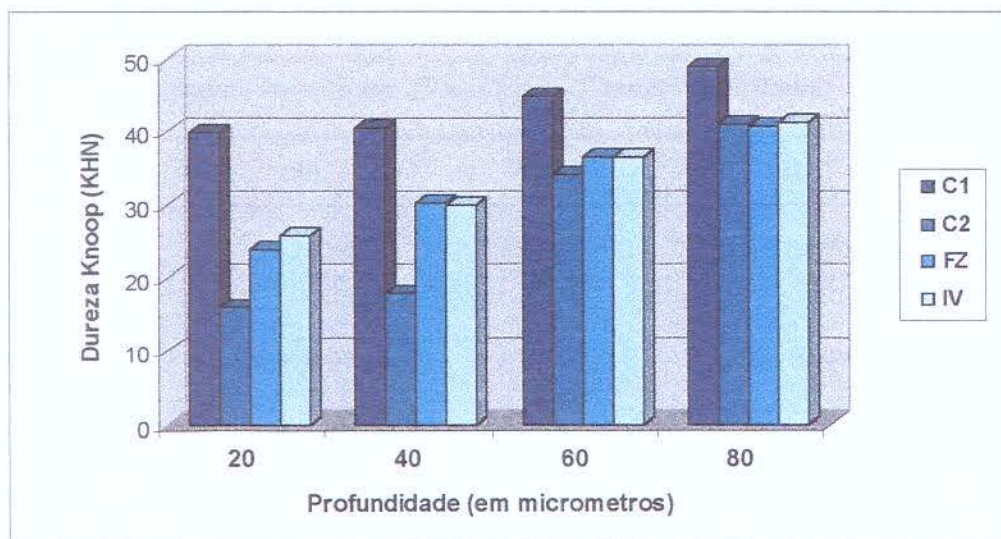


Figura 17. Comparação da dureza Knoop de dentina radicular referente aos tratamentos (C1, C2, FZ e IV) dentro de cada profundidade.



Os resultados da comparação da dureza de dentina radicular em relação às profundidades dentro de cada tratamento estão expressos na Tabela 5 e na Figura 18. De modo geral, todos os grupos apresentaram tendência de aumento de dureza com o aumento da profundidade, em termos numéricos. O grupo C1 teve maior dureza na profundidade de 80  $\mu\text{m}$ , a qual foi estatisticamente significativa comparada aos valores das profundidades de 20 e 40  $\mu\text{m}$ . No grupo C2, houve diferença de dureza nas profundidades 20 e 40  $\mu\text{m}$  em relação às profundidades 60 e 80  $\mu\text{m}$ . Por sua vez, os grupos FZ e IV apresentaram comportamento similar, com aumento gradual da dureza nas profundidades 20, 40, 60 e 80  $\mu\text{m}$  e diferenças significativas de dureza em profundidades alternadas.

**Tabela 5.** Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes às profundidades dentro de cada tratamento (C1, C2, FZ, IV), em dentina radicular.

PROFUNDIDADE	C1		C2		FZ		IV	
1 (20 $\mu\text{m}$ )	39.9 (7.3)	a	15.9 (5.2)	a	23.8 (5.4)	a	25.8 (6.2)	a
2 (40 $\mu\text{m}$ )	40.5 (5.1)	a	17.7 (7.2)	a	30.3 (5.3)	a,c	30.1 (7.2)	a,c
3 (60 $\mu\text{m}$ )	44.9 (4.8)	a,b	34.1 (9.5)	b	36.6 (7.4)	b,c	36.5 (5.6)	b,c
4 (80 $\mu\text{m}$ )	49.1 (5.7)	b	41.1 (6.5)	b	40.8 (6.9)	b	41.3 (5.9)	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância pelo Teste de Tukey-Kramer (comparação em coluna).

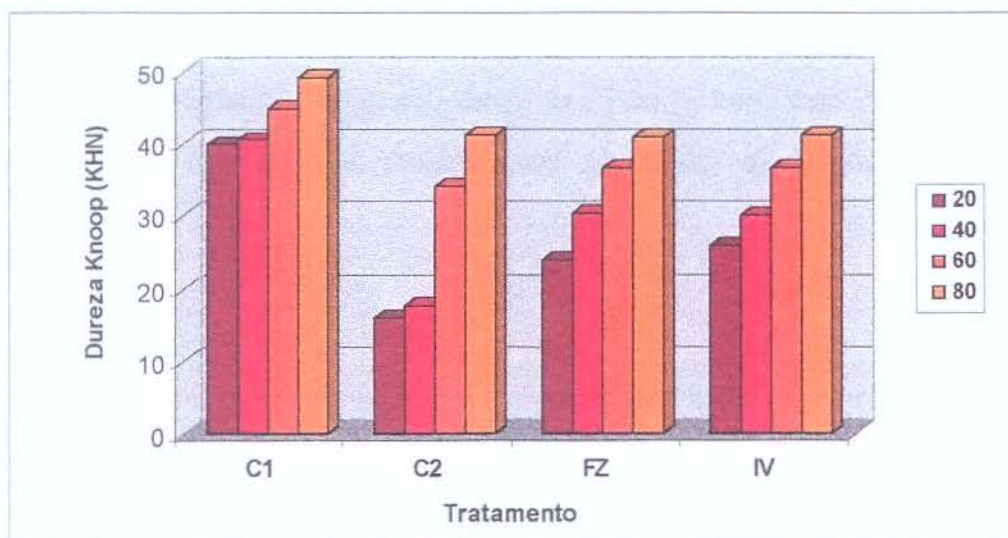


Figura 18. Comparação da dureza Knoop de dentina radicular referente às profundidades (20, 40, 60 e 80  $\mu\text{m}$ ) dentro de cada tratamento.

## 1.2 Perda mineral

A Figura 19 apresenta os perfis minerais dos quatro tratamentos (FZ, IV, C1 e C2) obtidos através da curva de porcentagem mineral em volume *versus* profundidade.

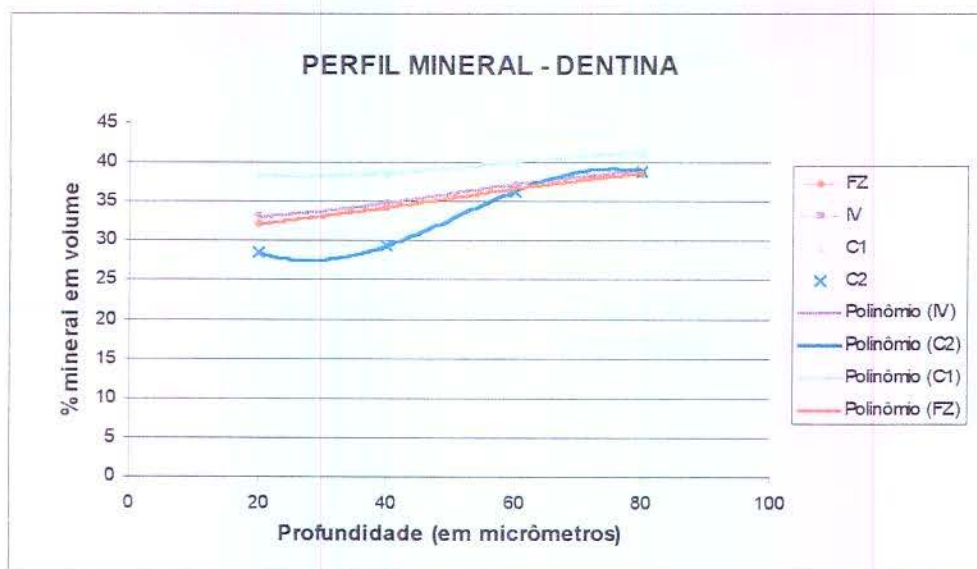


Figura 19. Perfil mineral da dentina radicular conforme o tratamento (FZ, IV, C1, C2).

Em relação ao grupo-controle C1 (dentina radicular hígida), observou-se tendência de aumento de conteúdo mineral em volume com o aumento da profundidade até 80  $\mu\text{m}$ , com a porcentagem mineral em volume variando de aproximadamente 38% (20  $\mu\text{m}$ ) a 42 % (80  $\mu\text{m}$ ). Os grupos FZ, IV e C2 apresentaram desmineralização aparente em relação a C1. Até a profundidade de 60

$\mu\text{m}$ , o grupo C2 demonstrou menor conteúdo mineral que os grupos FZ e IV, os quais apresentaram perfis minerais similares.

**Tabela 6. Médias (desvio-padrão) da Área integrada e da Perda mineral ( $\Delta Z$ ) de acordo com o tratamento, em dentina radicular.**

TRATAMENTOS	ÁREA INTEGRADA (vol%. $\mu\text{m}$ )			$\Delta Z$ (vol%. $\mu\text{m}$ )		
C1	2368	(88)	a	—		
C2	1972	(142)	c	396	(114)	a
FZ	2155	(88)	b	213	(120)	b
IV	2159	(100)	b	208	(95)	b

Médias seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância pelo Teste de Tukey.

Na Tabela 6 são apresentados os valores médios da área integrada sob a curva de perfil mineral dos tratamentos e a perda mineral ( $\Delta Z$ ) em relação a C1. Em relação à área integrada, observou-se diminuição significativa do conteúdo mineral nos grupos C2, FZ e IV quando comparados com C1. Os grupos FZ e IV apresentaram maior conteúdo mineral que C2, mas não diferiram entre si, o que foi confirmado pelos resultados de perda mineral.



## 2. ESMALTE

### 2.1 Microdureza

#### 2.1.1 Análise dos Tratamentos FZ e IV

Em uma primeira etapa, foram analisados os resultados de Dureza Knoop dentro dos *Tratamentos* FZ e IV. Tanto no grupo FZ quanto no IV não pôde ser mensurada a dureza em um bloco dental devido à presença de trincas microscópicas no local de medição. Assim, a análise estatística foi realizada com 11 amostras em cada grupo. Após análise exploratória dos dados, em que não se constatou excessiva diferença entre as variâncias dos dois grupos, realizou-se uma análise de variância, cujo resultado é apresentado na Tabela 7.

**Tabela 7.** Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (11), Tratamento (2), Distância (3) e Profundidade (4) e suas interações, em esmalte.

<i>Causa de Variação</i>	<i>GL</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrados Médios</i>	<i>Valor F</i>	<i>Pr &gt; F</i>
Modelo	43	611144.06132576	14212.65258897	15.75	0.0001
DENTE	10	160900.00356061			
TRATAMENTO	1	955.70185606	955.70185606	0.18	0.6781
Resíduo (A)	10	52301.61689394	5230.16168939		
DISTÂNCIA	2	1187.76371212	593.88185606	0.66	0.5188
PROFUNDIDADE	3	378164.47284091	126054.82428030	139.72	0.0001
TRAT*DIST	2	1391.19007576	695.59503788	0.77	0.4638
TRAT*PROF	3	6142.81465909	2047.60488636	2.27	0.0814
DIST*PROF	6	7290.65477273	1215.10912879	1.35	0.2375
TRAT*DIST*PROF	6	2809.84295455	468.30715909	0.52	0.7936
Resíduo (B)	220	198482.60681818	902.19366736		
Total corrigido	263	809626.66814394			

CV = 13.28625  
R<sup>2</sup> = 0.754847

Observou-se que apenas o fator *Profundidade* mostrou-se significativo (ao nível de significância de 1%), a exemplo do que ocorreu na dentina radicular. Não houve indícios de que os fatores *Distância*, *Tratamento* ou quaisquer combinações afetem significativamente a *Dureza* do esmalte. A Tabela 8 e as Figuras 20 e 21 ilustram o comportamento geral da dureza do esmalte com os dois cimentos em relação à profundidade e à distância.

**Tabela 8. Dureza Knoop do esmalte (média e desvio-padrão) em função do tipo de cimento, da profundidade (P) em relação à superfície externa e da distância (A, B, C) a partir das margens do preparo com restauração cimentada.**

	FOSFATO DE ZINCO			IONÔMERO DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA		
	A (20 $\mu$ m)	B (120 $\mu$ m)	C (220 $\mu$ m)	A (20 $\mu$ m)	B (120 $\mu$ m)	C (220 $\mu$ m)
P1 (20 $\mu$ m)	182 (63)	171 (31)	162 (39)	158 (42)	168 (49)	154 (35)
P2 (40 $\mu$ m)	220 (45)	216 (42)	222 (56)	228 (23)	228 (31)	230 (28)
P3 (60 $\mu$ m)	233 (42)	244 (58)	247 (56)	250 (28)	253 (24)	261 (23)
P4 (80 $\mu$ m)	277 (46)	269 (40)	245 (59)	266 (32)	277 (30)	264 (27)

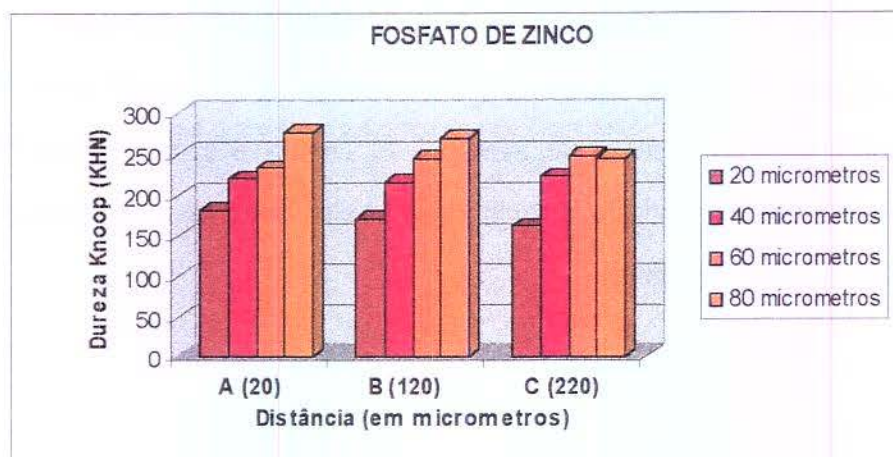


Figura 20. Dureza do esmalte (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com fosfato de zinco.

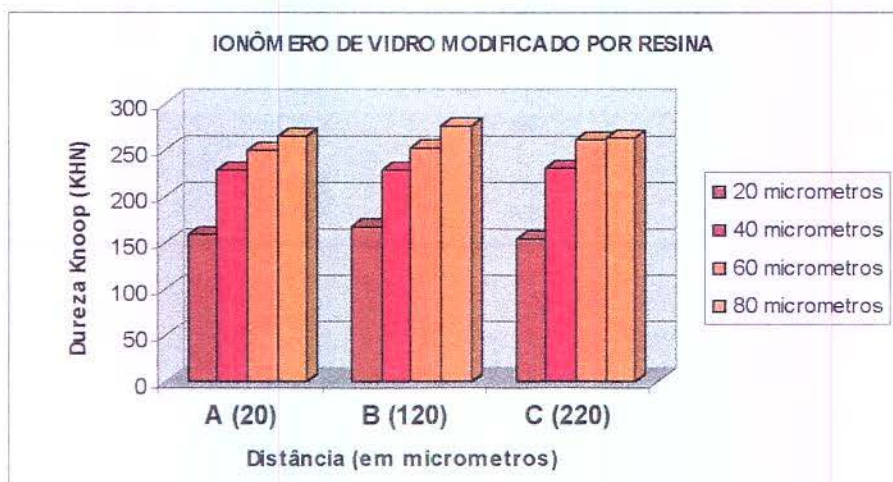


Figura 21. Dureza do esmalte (valor Knoop) em função da profundidade em relação à superfície externa e da distância a partir das margens do preparo com restauração cimentada com ionômero de vidro modificado por resina.



Sendo a *Profundidade* um fator quantitativo, realizou-se um estudo de regressão linear para analisar o comportamento de dureza a partir da variação em profundidade. Através do estudo da regressão linear simples, obteve-se a seguinte equação para estimar a *dureza* (y) de esmalte a partir dos valores de *profundidade* (x):

$$y = 32,559 x + 144,68, \text{ com coeficiente de determinação } R^2 = 92,51 \%$$

A regressão linear foi significativa, o que indica que a profundidade afeta significativamente a dureza. A estatística  $R^2$  de 92,51 % indica ajustamento da função aos dados, garantindo a utilização da função para estimar a *Dureza* partir dos valores de *Profundidade*. A Figura 22 representa a tendência observada através da curva de regressão, mostrando o aumento da dureza com o aumento da profundidade.

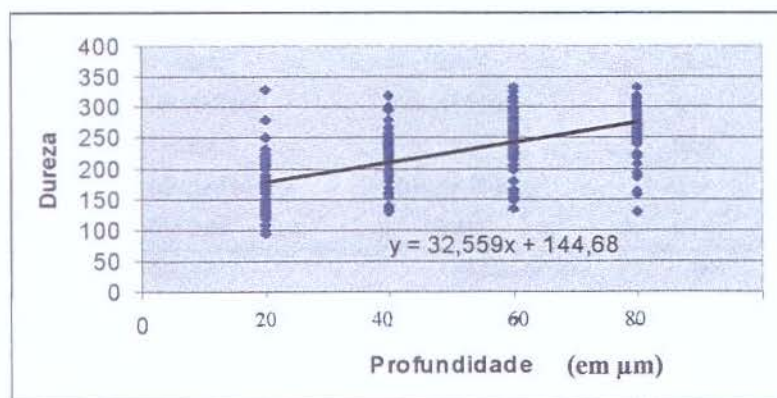


Figura 22. Curva de regressão linear da dureza de esmalte em função da profundidade.



### 2.1.2 Análise conjunta dos Tratamentos FZ, IV, C1 e C2

Assim como para a dentina radicular, não havendo indícios de significância para o fator *Distância* dentro dos tratamentos FZ e IV em esmalte, como observado na primeira etapa de análise (tópico 2.1.1), os valores médios de dureza em cada profundidade foram obtidos (média dos valores das distâncias A, B e C) para permitir a comparação dos quatro tratamentos. De acordo com a análise preliminar, os dados foram transformados pela elevação dos valores a 1,7 para maximizar a verossimilhança. A seguir, procedeu-se à análise comparativa dos quatro grupos de *Tratamento* (FZ, IV, C1 e C2) através da análise de variância para *Dureza Knoop* em função dos fatores de variação (*Dente, Tratamento, Profundidade*). O resultado é apresentado na Tabela 9.

**Tabela 9.** Análise de variância da variável dependente (dureza Knoop) em função dos fatores de variação: Dente (11), Tratamento (4) e Profundidade (4) e suas interações, em esmalte.

<i>Causa de Variação</i>	<i>GL</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrados Médios</i>	<i>Valor F</i>	<i>Pr &gt; F</i>
Modelo	55	4504904697	81907358	17.09	0.0001
DENTE	10	277981147	27798115		
TRATAMENTO	3	566201506.8	188733835.6	8.08	0.0004
Resíduo (A)	30	700512318	23350411		
PROFUNDIDADE	3	1494622198	498207399	103.94	0.0001
TRAT*PROF	9	270691148	30076794	6.27	0.0001
Resíduo	296	1418845463	4793397		
Total corrigido	351	5923750160			

CV = 20.30  
R<sup>2</sup> = 76.05%

Verificou-se que os fatores principais (*Profundidade* e *Tratamento*) são significativos, bem como a interação entre os fatores. Para desmembrar os efeitos da interação, realizou-se o teste de Tukey, para a comparação das médias de dureza. Também nesse caso, havendo interação significativa entre *Tratamento* e *Profundidade*, o resultado conclusivo somente deve ser tomado pelas médias de um fator dentro do outro. Assim, a conclusão deve ser tirada a partir do estudo conjunto desses fatores. O resultado da análise, através do teste de Tukey-Kramer, para os efeitos principais, é mostrado nas Tabelas 10 e 11 e nas Figuras 23 e 24.

**Tabela 10.** Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes aos tratamentos (C1, C2, FZ, IV) dentro de cada profundidade (P), em esmalte.

TRATAMENTO	P 1 (20 $\mu$ m)	P 2 (40 $\mu$ m)	P 3 (60 $\mu$ m)	P 4 (80 $\mu$ m)
C1	263 a (36)	282 a (15)	275 a (33)	280 a (27)
C2	134 b (46)	210 b (30)	252 a (26)	271 a (17)
FZ	172 b (46)	219 b (47)	241 a (51)	264 a (50)
IV	160 b (42)	228 b (27)	255 a (25)	269 a (30)

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância pelo Teste de Tukey-Kramer aplicado em dados transformados pela potência que maximiza a verossimilhança (comparação em coluna).

Na Tabela 10, observa-se que nas profundidades 1 (20  $\mu$ m) e 2 (40  $\mu$ m), apenas o grupo-controle C1 apresentou dureza média significativa maior que os demais grupos, enquanto que nas profundidades 3 (60  $\mu$ m) e 4 (80  $\mu$ m) não houve

diferença de dureza no esmalte entre todos os grupos (tratamentos). A Figura 23 apresenta graficamente esse comportamento da dureza do esmalte.

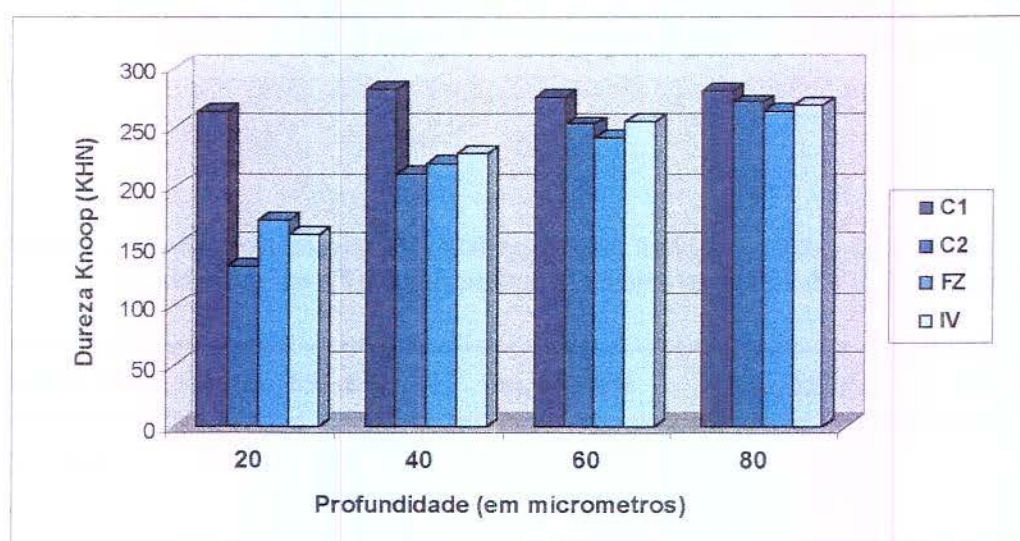


Figura 23. Comparação da dureza Knoop do esmalte referente aos tratamentos (C1, C2, FZ e IV) dentro de cada profundidade.

A Tabela 11 apresenta a dureza média do esmalte das quatro profundidades dentro de cada tratamento. No Grupo C1, não houve diferença de dureza com variação na profundidade, ao contrário dos demais grupos, os quais apresentaram menor dureza na profundidade 1 (20  $\mu\text{m}$ ). Os grupos C2, FZ e IV



tiveram comportamento semelhante, com aumento gradual da dureza de acordo com maior profundidade, com diferença significativa entre as profundidades 2 (40  $\mu\text{m}$ ) e 4 (80  $\mu\text{m}$ ). A Figura 24 é a representação gráfica desse comportamento.

**Tabela 11. Comparação entre as médias (desvio-padrão) de microdureza Knoop, referentes às profundidades dentro de cada tratamento (C1, C2, FZ, IV), em esmalte.**

PROFUNDIDADE	C1		C2		FZ		IV	
1 (20 $\mu\text{m}$ )	263 (36)	a	134 (46)	a	172 (46)	a	160 (42)	a
2 (40 $\mu\text{m}$ )	282 (15)	a	210 (30)	b	219 (47)	b	228 (27)	b
3 (60 $\mu\text{m}$ )	275 (33)	a	252 (26)	b,c	241 (51)	b,c	255 (25)	b,c
4 (80 $\mu\text{m}$ )	280 (27)	a	271 (17)	c	264 (50)	c	269 (30)	c

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5% pelo Teste de Tukey-Kramer aplicado em dados transformados pela potência que maximiza a verossimilhança (comparação em coluna).

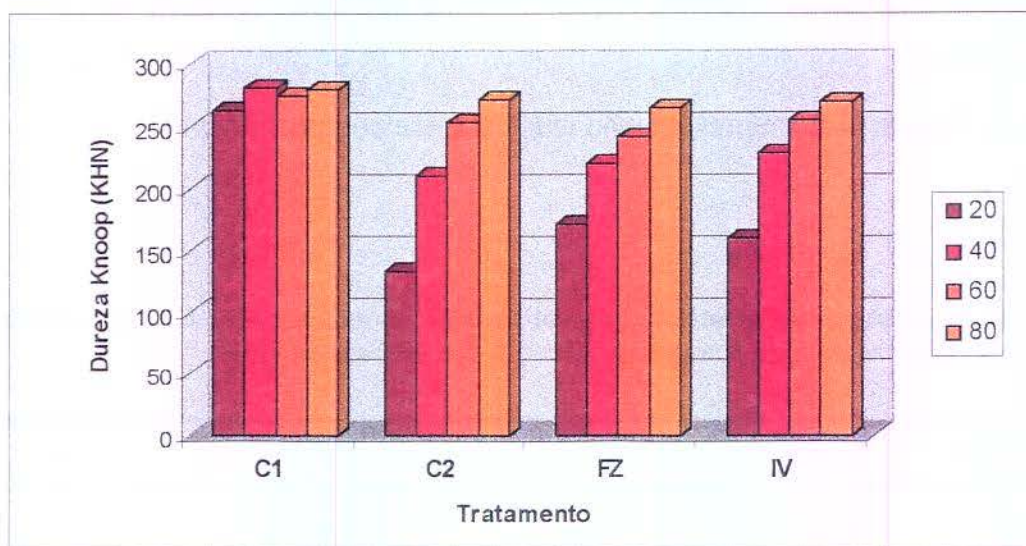


Figura 24. Comparação da dureza Knoop do esmalte referente às profundidades (20, 40, 60 e 80  $\mu\text{m}$ ) dentro de cada tratamento

## 2.2 Perda mineral

Na Figura 25 são representados os perfis minerais do esmalte para os quatro tratamentos (FZ, IV, C1 e C2), de acordo com a porcentagem mineral em volume em relação à profundidade.

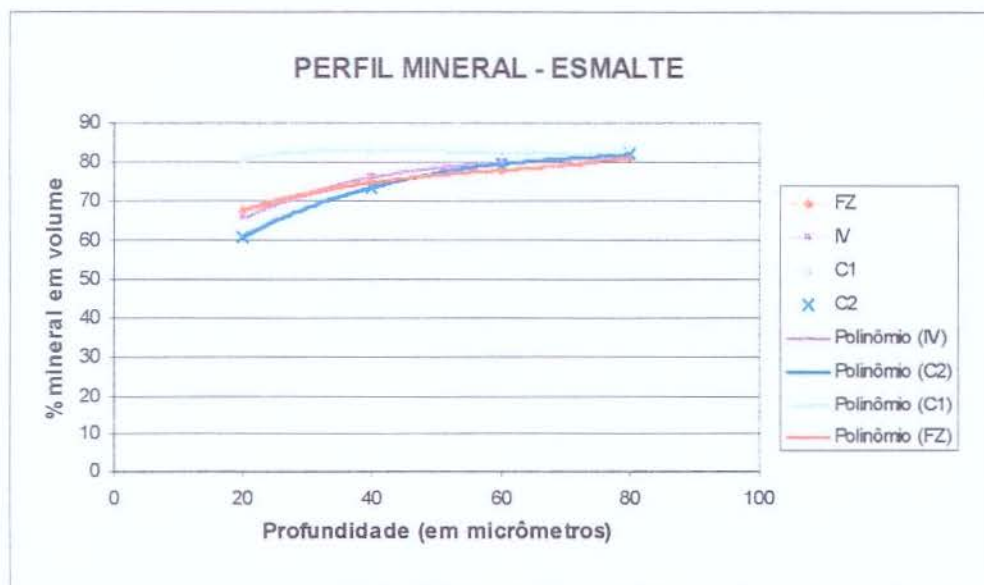


Figura 25. Perfil mineral do esmalte conforme o tratamento (FZ, IV, C1, C2).

Observa-se que o tratamento C1 (esmalte hígido) apresentou uma curva aproximadamente constante em torno de 80 a 84% de mineral em volume. Já os grupos C2, FZ e IV tiveram perda mineral nas profundidades mais superficiais até 60  $\mu\text{m}$ . O grupo C2 mostrou maior desmineralização que os grupos FZ e IV até a profundidade de 40  $\mu\text{m}$ , com a porcentagem mineral em volume variando de 60 % a

20  $\mu\text{m}$  até 73 % a 40  $\mu\text{m}$ . Por sua vez, as curvas de perfil mineral de FZ e IV foram similares, com perda mineral mais acentuada nas profundidades de 20 e 40  $\mu\text{m}$ .

Tabela 12. Médias (desvio-padrão) da Área integrada e da Perda mineral ( $\Delta Z$ ) de acordo com o tratamento, em esmalte.

TRATAMENTOS	ÁREA INTEGRADA (vol%. $\mu\text{m}$ )	$\Delta Z$ (vol%. $\mu\text{m}$ )
C1	4943 (153) a	—
C2	4525 (162) b	417 (197) a
FZ	4517 (342) b	425 (283) a
IV	4601 (172) b	341 (189) a

Médias seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância, de acordo com o Teste de Tukey.

A Tabela 12 apresenta os valores médios da área integrada sob a curva de perfil mineral e a perda mineral ( $\Delta Z$ ) dos grupos. Em relação à área integrada, houve diferença significativa entre C1 e os demais grupos, indicando que C2, FZ e IV apresentaram diminuição no conteúdo mineral (desmineralização). Não houve diferença significativa entre C2, FZ e IV, como demonstram os valores de perda mineral.

### 3. ESPESSURA DE PELÍCULA DE CIMENTO

Em onze blocos dentais, nos quais a restauração cimentada permaneceu no local após o corte longitudinal, foi possível a medição da espessura de película cimentante nas margens do preparo cavitário. Os valores de espessura de película medidos ( $n = 22$ ), em  $\mu\text{m}$ , distribuídos de acordo com o tipo de cimento e de substrato dental estão expressos na Tabela 13.

**Tabela 13. Média (desvio-padrão) e amplitude de variação da espessura de película (em  $\mu\text{m}$ ) de cimento de fosfato de zinco e de ionômero de vidro modificado por resina, em esmalte e dentina radicular.**

		MÉDIA (DP)	AMPLITUDE
Fosfato de zinco (n=5)	Esmalte (n=5)	31,9 (18,1)	13,9 - 53,3
	Dentina (n=5)	43,3 (34,3)	10,2 - 93,2
	Total (n=10)	37,6 (26,5)	10,9 - 93,2
Ionômero de vidro (n=6)	Esmalte (n=6)	59,7 (24,4)	33,2 - 101,2
	Dentina (n=6)	37,7 (17,0)	19,3 - 59,3
	Total (n=12)	48,7 (23,1)	19,3 - 101,2
TOTAL (n=22)		43,6 (24,8)	10,2 - 101,2

Observou-se grande variação na espessura de película, independentemente de tipo de cimento ou de substrato dental (esmalte ou dentina radicular).



# ***DISCUSSÃO DOS RESULTADOS***

A prevenção da cárie dental é um aspecto fundamental na manutenção do tratamento restaurador. Os pacientes de reabilitações protéticas geralmente apresentam perda parcial ou total de elementos dentais devido a complicações do processo carioso, sendo, portanto, indivíduos que tiveram elevada atividade de cárie. Além disso, durante a esperada longa vida clínica de uma restauração indireta, o risco de cárie pode mudar em decorrência de alterações no padrão de higiene e de dieta, de doenças sistêmicas ou do uso prolongado de medicamentos que levam à diminuição do fluxo salivar. Um cimento dentário com ação anticariogênica efetiva seria um aliado valioso para assegurar a longevidade das próteses fixas. Sendo um material permanente na boca, o cimento asseguraria um efeito protetor constante. Também a necessidade de cooperação do paciente no programa preventivo seria minimizada – o que é bastante atraente no tratamento de pessoas com dificuldades motoras.

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresenta liberação de flúor e adesividade às estruturas dentais comprovados pela literatura (SIDHU & WATSON<sup>71</sup>, 1995; McLEAN<sup>44</sup>, 1996; NICHOLSON & CROLL<sup>58</sup>, 1997; NAVARRO & PASCOTTO<sup>56</sup>, 1998), o que conferiria ao material propriedades anticariogênicas. A liberação de flúor promoveria maior resistência à desmineralização dental (WILSON & McLEAN<sup>99</sup>, 1988; MOUNT<sup>53</sup>, 1994; FORSTEN<sup>25</sup>, 1998) e a adesão ao dente diminuiria a microinfiltração na interface cimento-dente e, conseqüentemente, a lesão de parede (SWIFT<sup>78</sup>, 1989; KIDD *et al.*<sup>38</sup>, 1992; SERRA & CURY<sup>69</sup>, 1992). Entretanto, os resultados obtidos neste trabalho não apontaram diferença entre o cimento de ionômero de vidro modificado por resina e o cimento de fosfato de zinco na microdureza do esmalte e da dentina radicular adjacentes. Ou seja, não houve influência do tipo de cimento em relação à desmineralização do dente nas margens da restauração cimentada. Isso foi

observado tanto em relação aos valores de microdureza Knoop, os quais possibilitam a análise do comportamento do dente em segmentos, quanto na avaliação da área integrada e do perfil mineral, que fornecem uma visão mais genérica do efeito do tratamento sobre o substrato. Além disso, não se verificou alteração na microdureza dental em relação às distâncias a partir da restauração (Tabelas 1 e 7 e Figuras 14, 15, 20 e 21), demonstrando que não houve maior desmineralização dental próximo à interface cimento-dente, ou seja, não ocorreu formação de lesão de parede nos dois grupos de cimento. Tais achados não corroboram os resultados de estudos com restaurações de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina, nas quais a estrutura dental adjacente apresentou-se menos desmineralizada quando comparada com restaurações-controle de materiais não-adesivos ou que não continham flúor (FORSS & SEPPÄ<sup>23</sup>, 1990; SERRA & CURY<sup>69</sup>, 1992; BENELLI *et al.*<sup>5</sup>, 1993; TEN CATE *et al.*, 1995<sup>82</sup>; NAGAMINE *et al.*<sup>55</sup>, 1997).

Uma possível explicação para esses resultados estaria relacionada com a quantidade de material cimentante exposto ao meio ambiente. Ao contrário das restaurações diretas, nas quais há um grande volume de material, a linha de cimento nas margens de próteses fixas deve ser mínima. Neste trabalho, a espessura de película medida nas margens variou de 10,2 µm a 101,2 µm (Tabela 13), condizente com os valores relatados em outros estudos *in vitro* e *in vivo* (McLEAN & VON FRAUNHOFER<sup>45</sup>, 1971; KIDD & McLEAN<sup>37</sup>, 1979; WHITE *et al.*<sup>93</sup>, 1994; WHITE *et al.*<sup>96</sup>, 1995). Assim, a quantidade de flúor liberada pelo cimento de ionômero de vidro modificado por resina seria desprezível e insuficiente para promover maior inibição de desmineralização dental em comparação com o cimento de fosfato de zinco, que não contém flúor em sua composição. Mesmo uma maior espessura (1mm) de ionômero de vidro, como a utilizada como base sob restauração

de amálgama, parece não influir significativamente no desenvolvimento de cárie secundária artificial, em comparação com restauração de amálgama somente (PIMENTA *et al.*<sup>63</sup>, 1998).

Outra hipótese para o comportamento semelhante do cimento de ionômero de vidro modificado por resina e do cimento de fosfato de zinco poderia ser atribuído à modificação ambiental do microespaço na margem da restauração pela atuação química de ambos os tipos de cimento. Nesse caso, o flúor liberado pelo ionômero de vidro direcionaria o equilíbrio desmineralização-remineralização do dente para a remineralização (KOULOURIDES<sup>40</sup>, 1990). Já o fosfato oriundo da dissolução do cimento de fosfato de zinco poderia criar um ambiente supersaturante em relação ao íon fosfato e, desse modo, interferir no produto de solubilidade das apatitas do dente (CURY<sup>11</sup>, 1992), diminuindo a desmineralização. As análises químicas das soluções desmineralizante e remineralizante para dosagem de cálcio e fósforo (Anexos 1 e 2), realizadas posteriormente ao experimento para verificar essa hipótese, não demonstraram evidências diretas desse mecanismo de difusão. Contudo, também outro estudo *in vitro* de restaurações de ionômero de vidro, com ciclagem de pH, mostrou padrões anômalos de incorporação de cálcio pelo esmalte durante a fase de desmineralização e perda de cálcio na fase de remineralização (TEN CATE *et al.*<sup>82</sup>, 1995).

Uma terceira explicação seria o efeito local da corrosão da restauração metálica cimentada, a exemplo do que ocorre com o amálgama. HALS *et al.*<sup>28</sup> (1974) observaram em cortes de dentes restaurados com amálgama e posteriormente extraídos que 21% tinham lesão externa sem lesão de parede e que 7% não mostravam nenhuma lesão de cárie. Os produtos de corrosão metálica poderiam

obliterar o espaço entre o dente e a restauração, impedindo mecanicamente a difusão do ácido na interface, independentemente do tipo de cimento.

A não constatação de efeito protetor do cimento de ionômero de vidro contra desmineralização dental também foi verificada *in vitro* por ETTINGER *et al.*<sup>17</sup> (1997), os quais utilizaram um cimento de ionômero de vidro convencional para cimentação de coroas de aço inoxidável. Segundo os autores, a microscopia de luz polarizada não revelou bandas de remineralização na estrutura dental adjacente ao cimento de ionômero de vidro\*, diferentemente do que foi observado por KIDD & McLEAN<sup>37</sup> (1979) com incrustações áuricas cimentadas. A presença de bandas de remineralização seria um indicativo de maior conteúdo mineral no local devido ao efeito do cimento de ionômero de vidro. A diferença de resultados entre os dois trabalhos poderia ser consequência das diferentes metodologias empregadas pelos autores, sendo que os primeiros utilizaram ciclagem de pH para provocar desmineralização dental enquanto que os últimos usaram um modelo estático com gel ácido. Contudo, cabe ressaltar que a análise de desmineralização através de microscopia de luz polarizada é um método qualitativo, seus resultados variam com o meio de embebição utilizado e a birrefringência da estrutura dental é influenciada por vários fatores intrínsecos ao dente. Além disso, como salientado por ÖZER & THYLSTRUP<sup>60</sup> (1995), a anatomia histológica da região cervical dos dentes pode mascarar os resultados, gerando dificuldades na interpretação de alterações óticas decorrentes de desmineralização e de mudança de direção dos túbulos dentinários. Métodos quantitativos, como microrradiografia e microdureza Knoop, seriam preferíveis para a análise de perda mineral (TEN BOSH & ANGMAR-

---

\* Comunicação pessoal.

MÅNSSON<sup>80</sup>, 1991; ARENDS & TEN BOSH<sup>3</sup>, 1992; WHITE *et al.*<sup>91</sup>, 1992; FEATHERSTONE<sup>18</sup>, 1992).

A perda mineral foi obtida pela comparação dos grupos submetidos à ciclagem de pH com o grupo controle negativo. Para estudar o efeito de um tratamento, é necessário comparar o grupo tratado com o grupo controle. Nesse estudo, o modelo experimental utilizado foi o de blocos ao acaso, com parcelas subdivididas, sendo que cada dente foi considerado um bloco (VIEIRA & HOFFMANN<sup>87</sup>, 1989). A organização em blocos permitiu a diluição da variabilidade existente entre os dentes (PURDELL-LEWIS *et al.*<sup>65</sup>, 1976; MEREDITH *et al.*<sup>47</sup>, 1996), de modo que todos os quatro grupos experimentais apresentassem elementos com durezas iniciais semelhantes (parcelas). Nos experimentos com parcelas subdivididas há dois tipos de tratamentos em comparação – os tratamentos principais e os secundários. Os tratamentos principais correspondem aos grupos FZ, IV, C1 e C2. Os tratamentos secundários seriam os fatores *profundidade* e *distância*. Os experimentos com parcelas subdivididas possibilitam a comparação de “tratamentos dentro de tratamentos”, ou seja, cada “parcela” (segmento de dente) foi observada várias vezes (por exemplo, uma observação de dureza para cada profundidade ou distância analisada, dentro dos grupos FZ, IV, C1 e C2). Dessa forma, os tratamentos secundários puderam ser analisados estatisticamente com maior precisão.

Tanto em esmalte quanto em dentina radicular, houve diminuição de dureza e perda mineral nos grupos FZ, IV e C2 em relação ao grupo C1, indicando que ocorreu desmineralização nos dentes submetidos à ciclagem de pH.

Em esmalte, o comportamento de FZ, IV e C2 foi semelhante em todas as profundidades avaliadas, em termos de microdureza (Tabela 10 e Figura 23) e de perda mineral (Figura 25 e Tabela 12). A desmineralização foi mais superficial, com recuperação da dureza normal a partir de 60  $\mu\text{m}$ . Isso seria explicado por uma menor ação da solução desmineralizante sobre o esmalte devido à presença de 1 ppm de flúor (ARENDS *et al.*<sup>2</sup>, 1997). O flúor foi adicionado à solução desmineralizante, segundo a fórmula utilizada por WEFEL *et al.*<sup>89</sup> (1995) para estudos de cárie radicular, com o intuito de reduzir a erosão superficial provocada pelo ácido na raiz e permitir a leitura de microdureza sub-superficial em dentina. Não há um protocolo definido de ciclagem de desmineralização-remineralização para dentina, o que dificulta a padronização dos estudos e a comparação direta de resultados.

Em dentina radicular, observou-se que a perda mineral de FZ e IV foi menor que a do grupo controle C2 (Figura 19 e Tabela 6), em decorrência da maior desmineralização superficial de C2 até a profundidade de 60  $\mu\text{m}$ , a partir da qual não houve diferença de comportamento entre os três grupos (Figura 17 e Tabela 4). Assim, a presença da restauração metálica cimentada interferiu de alguma forma na desmineralização radicular mais superficial, através de um mecanismo químico ou mecânico, como discutido anteriormente. A partir de 60  $\mu\text{m}$ , entretanto, esse mecanismo não mais foi efetivo e a desmineralização ocorreu de forma semelhante nos grupos com restauração cimentada e sem restauração. Apenas a formação de barreira mecânica por produtos de corrosão metálica não explicaria tal resultado, pois seria esperada uma menor desmineralização dental também nas regiões mais profundas, pela menor penetração de ácido no dente. Isso fortalece a hipótese de que o cimento teria alguma ação contra a desmineralização mais superficial.

Diferentemente do ocorrido no esmalte, não houve retorno aos valores de dureza normal na dentina radicular mesmo à profundidade de 80  $\mu\text{m}$  (Figura 17 e Tabela 4), indicando que o modelo de ciclagem promoveu maior desmineralização em profundidade nesse substrato. Essa diferença na taxa de desmineralização é consequência da composição, da estrutura e do comportamento químico da dentina. Apesar do processo de formação de cárie ser semelhante em esmalte e em dentina/cimento, a dissolução em ácido da dentina é maior que a do esmalte (FEATHERSTONE<sup>19</sup>, 1994; WEFEL<sup>88</sup>, 1994). Já o cimento e a dentina apresentam solubilidades semelhantes (MELBERG<sup>46</sup>, 1992).

O modelo experimental de ciclagem de desmineralização-remineralização utilizado (adaptado de FEATHERSTONE *et al.*<sup>21</sup>, 1986) simula um alto desafio cariogênico, apesar da incorporação de flúor na solução desmineralizante. As sete horas de imersão em solução desmineralizante com pH 4,5 corresponderiam ao tempo total diário em que ocorreria acidez bucal abaixo do pH crítico de dissolução do esmalte, devido à fermentação de carboidratos consumidos em alta frequência pelo indivíduo. Já a imersão em solução remineralizante por dezessete horas representaria o período de reparo pela saliva *in vivo*. A ciclagem de pH constitui o método laboratorial mais avançado para avaliar a perda e o ganho de mineral, no qual as condições experimentais podem ser altamente controladas e o efeito de uma única variável pode ser medido (WHITE<sup>90</sup>, 1992).

No presente estudo, procurou-se investigar uma possível ação anticariogênica intrínseca ao cimento, sem a sobreposição de efeitos por ciclagem térmica ou mecânica, uma vez que o maior apelo do cimento de ionômero de vidro reside na hipótese de inibir cáries secundárias pela liberação de flúor. Isso, entretanto, não foi observado com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina analisado



neste trabalho, dentro dos procedimentos metodológicos seguidos. Apesar de aparentemente contrariar as expectativas e o senso comum, os resultados obtidos encontram respaldo em estudos *in vitro* (ETTINGER *et al.*<sup>17</sup>, 1997) e *in vivo* (KNIBBS & WALLS<sup>39</sup>, 1989; PAMEIJER & NILNER<sup>61</sup>, 1994; JOKSTAD & MJÖR<sup>32</sup>, 1996), nos quais o cimento de ionômero de vidro convencional não foi superior em relação ao cimento de fosfato de zinco na redução da desmineralização dental ou da incidência de cáries secundárias.

Assim sendo, não se constatou um benefício claro para indicar a substituição do cimento de fosfato de zinco pelo cimento de ionômero de vidro modificado por resina na cimentação de restaurações metálicas. Trabalhos adicionais sobre o efeito dos cimentos na placa bacteriana ou sobre o substrato dental num modelo *in situ* podem fornecer dados complementares para a avaliação mais ampla do cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Estudos clínicos longitudinais também seriam desejáveis, embora o longo período de acompanhamento requerido para a avaliação de próteses fixas possa inviabilizar a obtenção de resultados a curto prazo. De qualquer modo, todo o conjunto de características físico-químicas, biológicas e técnicas do cimento dentário deve ser considerado na análise final de custo *versus* benefício dentro das necessidades individuais do paciente.

## ***CONCLUSÕES***

De acordo com a metodologia utilizada, os resultados sugerem que:

1. Não houve influência do tipo de cimento (fosfato de zinco e ionômero de vidro modificado por resina) no desenvolvimento de cárie secundária em esmalte e em dentina radicular adjacentes a restauração metálica cimentada.
2. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina para cimentação não foi capaz de inibir a desmineralização das margens em esmalte e em dentina radicular.

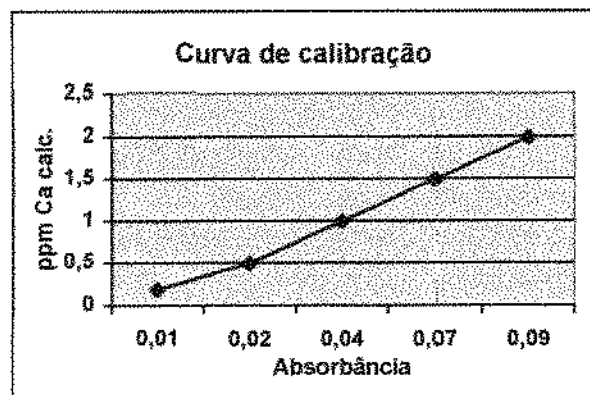
***ANEXOS***

**ANEXO 1****ANÁLISE DE CÁLCIO**

A concentração de cálcio nas amostras das soluções desmineralizante e remineralizante foi determinada através de espectrofotometria de absorção atômica, usando-se o espectrofotômetro SPECTRA A 50 ATOMIC ABSORPTION, Varian, Austrália.

ppm Ca	Absorb	ppm Ca calc.
0,2	0,007	0,15
0,5	0,02	0,43
1	0,044	0,94
1,5	0,068	1,46
2	0,09	1,93

Constante	0,056363
Coef.Ang.	21,4768
Rquad	0,999699
Núm. obs.	5
Erro padrão dos val. estimados	0,014632



Amostras	Absorb	$\mu\text{g Ca/ mL}$	ppm Ca	mM Ca
Des	0,059	1,27	76,03	1,90
Re	0,063	1,35	81,18	2,03
Des 1 FZ	0,078	1,68	100,51	2,51
Des 1 IV	0,088	1,89	113,40	2,83
Des 1 C2	0,079	1,70	101,80	2,55
Des 2 FZ	0,074	1,59	95,36	2,38
Des 2 IV	0,072	1,55	92,78	2,32
Des 2 C2	0,081	1,74	104,38	2,61
Re 2 FZ	0,061	1,31	78,61	1,97
Re 2 IV	0,06	1,29	77,32	1,93
Re 2 C2	0,06	1,29	77,32	1,93

**ANEXO 2****ANÁLISE DE FÓSFORO**

A determinação da concentração de fósforo inorgânico nas amostras das soluções desmineralizante e remineralizante foi realizada pelo método de FISKE & SUBARROW (1925), utilizando-se o espectrofotômetro BECKMAN DU-65. Foram pipetados 0,25 mL de amostra e acrescentaram-se 2,05 mL de água deionizada, 0,5 mL de ácido molibdico, agitou-se e, após 10 min, adicionaram-se 0,2 mL de redutor, agitou-se novamente e, após 20 min, a intensidade de cor foi medida.

	Ana $\lambda$		
Amostra	660.0	Conc.	Wt./Vol. Nominal = 1.000
DES 1	0.6636	16.55	1.000
DES 1 FZ	0.5726	14.25	1.000
DES 1 C2	0.8597	21.49	1.000
DES 1 IV	0.5965	14.86	1.000
DES 2 FZ	0.6791	16.94	1.000
DES 2 C2	0.7432	18.55	1.000
DES 2 IV	0.5879	14.64	1.000
RE 2	0.2641	6.483	1.000
RE 2 FZ	0.3197	7.885	1.000
RE 2 C2	0.3091	7.618	1.000
RE 2 IV	0.3158	7.787	1.000

Comprimento de onda da leitura  $\lambda = 660 \text{ nm}$

ABS = -0.327

Source = visible

## ***APÊNDICES***

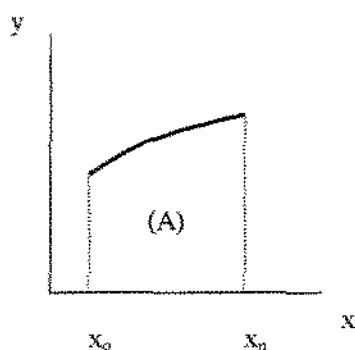


## APÊNDICE 1

### PERDA MINERAL

Equação da curva:  $y = a_0 + a_1 \cdot x + a_2 \cdot x^2 + a_3 \cdot x^3$  (polinômio de terceiro grau)

Regressão linear para cálculo dos coeficientes lineares  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$  e  $a_3$  (MS EXCEL). Para obter a área (A) entre a curva do polinômio e o eixo x,



calculou-se a integral no intervalo  $[x_0, x_n]$

$$A = \int_{x_0}^{x_n} (a_0 + a_1 \cdot x + a_2 \cdot x^2 + a_3 \cdot x^3) dx$$

$$A = \left[ (a_0 \cdot x_n + \frac{1}{2} a_1 \cdot x_n^2 + \frac{1}{3} a_2 \cdot x_n^3 + \frac{1}{4} a_3 \cdot x_n^4) - (a_0 \cdot x_0 + \frac{1}{2} a_1 \cdot x_0^2 + \frac{1}{3} a_2 \cdot x_0^3 + \frac{1}{4} a_3 \cdot x_0^4) \right]$$

Para o cálculo do valor de perda mineral  $\Delta Z$ , a área integrada calculada de cada grupo submetido à ciclagem de pH foi subtraída da área integrada do grupo controle negativo C1.

## APÊNDICE 2

### VALORES DE MICRODUREZA KNOOP EM DENTINA RADICULAR

#### GRUPO FZ

		1	2	3	4
CP 01	A	32,4	33,5	37,7	42,5
	B	26,1	35	40,7	46
	C	29,7	32,3	44,9	46,7
CP 02	A	23,2	30,9	38,6	41,1
	B	31,2	33,7	39,3	38,7
	C	33,6	36,5	36	43,1
CP 03	A	20,4	36,2	44,4	49,5
	B	22,6	30,2	37,2	47,2
	C	19,5	27,5	35,9	42,7
CP 04	A	25,2	28,5	38,8	43,5
	B	27	30,8	36,1	43,3
	C	24,5	28,6	37,2	46
CP 05	A	19,8	26,2	45,5	51,4
	B	24,2	28,6	43,8	47,7
	C	21,3	21,8	29,4	41,5
CP 06	A	21,8	31,9	21,9	35,1
	B	33,3	32,4	24,6	31,2
	C	31,7	30,4	22,9	38,9
CP 07	A	28,6	26,2	36,5	42,3
	B	25,7	38,4	40,3	35,7
	C	19,6	17	30,1	33,1
CP 08	A	29	35,6	50	47
	B	21,6	36,2	37,9	46,2
	C	25,1	29,9	37,8	44,4
CP 09	A	13,2	37,5	34,8	33,9
	B	15,3	38,1	48,2	47
	C	13,2	33,4	45,1	46,7
CP 10	A	26,2	34,8	35,1	39,5
	B	27	33,4	33,9	36,9
	C	28,5	29,8	32,9	37
CP 11	A	20,5	19,3	40,1	44,2
	B	21	23,8	46,7	43,3
	C	21,8	30,7	39,3	41,5
CP 12	A	18,9	21,6	22,3	23,7
	B	19,9	27,5	26,7	26
	C	15,6	24	26	24,2

# GRUPO IV

		1	2	3	4
CP 01	A	37,9	36,1	40,1	50,2
	B	21,9	25,7	35,9	46,1
	C	27,3	34,6	33,4	44,1
CP 02	A	22,6	31,4	36	42,7
	B	33	30,7	33,4	42,8
	C	19,1	29,7	35,6	44
CP 03	A	17,8	16,8	29,3	36
	B	19,9	17,5	34,6	41,9
	C	26,4	17,8	27,5	30,1
CP 04	A	22,5	27,8	42,3	46,7
	B	29,1	26,5	36,4	38,4
	C	17,9	30	40,1	44
CP 05	A	31,6	36,5	40,6	49
	B	35,1	40,1	42,1	44,6
	C	22,1	25,3	29,8	36,9
CP 06	A	29,2	30,3	35,4	44,9
	B	25	18,2	38,6	49,5
	C	26,8	24,3	46	46,7
CP 07	A	26	36,9	40,1	44
	B	19,1	37	42,3	41,5
	C	21,3	27,4	36,4	32,7
CP 08	A	19,3	33,6	45,3	43,8
	B	29,4	30,3	43,3	47,2
	C	26,4	31,7	39,9	48,2
CP 09	A	32,9	39,3	40,1	42,7
	B	47	44,2	42,5	41,7
	C	25,5	47,5	44	45,8
CP 10	A	21,8	18,9	24,5	30,3
	B	21,5	29,7	29	31,9
	C	18,3	30,8	36,8	43,5
CP 11	A	30,3	30,4	31,5	34
	B	26,7	30,2	30,1	31,7
	C	22,6	31,2	26,7	29,8
CP 12	A	27,1	27,8	33,1	37,2
	B	22,3	24,3	38,2	39,7
	C	24,3	31,9	33,7	41,1

**GRUPO C1**

	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
CP 01	41,7	46,7	49,5	53,4
CP 02	45,1	41,2	41,7	43,1
CP 03	33	35,6	36,7	40,9
CP 04	49	45,8	49	53,4
CP 05	37	38,1	48,7	52,5
CP 06	33,4	38,2	44	47,2
CP 07	31,2	33,2	36,4	40,7
CP 08	42,5	43,1	47,2	49,2
CP 09	43,1	44	49,2	54,5
CP 10	37,7	39	42,5	46
CP 11	31,2	32,9	49	58,7
CP 12	53,9	47,9	44,6	49

**GRUPO C2**

	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
CP 01	14,3	17,1	34,2	42,7
CP 02	10,8	16,8	35,2	43,1
CP 03	12,7	14,6	37,5	47,4
CP 04	15,2	23	32,2	38,8
CP 05	12,2	15,2	45,7	47,7
CP 06	13,5	17,8	33,3	42,9
CP 07	13,7	10,5	19,9	30,6
CP 08	12	19,2	49,2	47,5
CP 09	21	37,7	39,3	46
CP 10	25,2	16,9	29,5	28,3
CP 11	26,4	10,7	15,6	36,2
CP 12	14,8	13,4	37,5	42,1

**APÊNDICE 3****VALORES DE MICRODUREZA KNOOP EM ESMALTE****GRUPO FZ<sup>1</sup>**

		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
CP 01	A	187	239	242	292
	B	212	219	334	309
	C	217	236	273	302
CP 03	A	208	199	225	287
	B	162	187	219	285
	C	168	213	247	274
CP 04	A	151	167	181	163
	B	134	155	160	208
	C	136	158	154	159
CP 05	A	98,4	135	165	267
	B	201	245	264	269
	C	137	251	236	194
CP 06	A	172	258	245	283
	B	188	213	230	302
	C	174	214	257	298
CP 07	A	163	194	216	245
	B	147	208	232	242
	C	147	180	269	262
CP 08	A	209	222	231	261
	B	146	139	148	186
	C	121	129	135	130
CP 09	A	126	237	220	334
	B	136	279	309	295
	C	129	295	318	268
CP 10	A	128	220	252	302
	B	167	236	227	299
	C	164	241	258	241
CP 11	A	328	300	326	320
	B	225	250	298	290
	C	250	320	292	307
CP 12	A	233	245	261	294
	B	168	244	262	279
	C	144	209	280	264

<sup>1</sup> O corpo-de-prova CP 02 não pôde ser lido.

# GRUPO IV<sup>2</sup>

		1	2	3	4
CP 01	A	209	255	282	307
	B	190	247	269	278
	C	177	252	255	295
CP 02	A	132	258	260	255
	B	206	245	272	243
	C	171	265	280	267
CP 03	A	140	226	264	268
	B	134	245	231	274
	C	128	231	278	274
CP 04	A	179	189	200	220
	B	133	160	229	245
	C	120	186	235	226
CP 05	A	93,7	197	237	303
	B	128	195	257	310
	C	131	217	301	280
CP 06	A	217	232	245	306
	B	122	236	276	315
	C	161	255	236	285
CP 07	A	125	220	227	250
	B	118	198	231	254
	C	109	188	252	209
CP 08	A	140	229	241	209
	B	182	267	206	245
	C	219	240	235	249
CP 10	A	149	226	226	264
	B	170	241	267	259
	C	130	200	241	285
CP 11	A	128	259	293	272
	B	280	239	279	320
	C	144	258	272	255
CP 12	A	221	216	279	267
	B	189	232	262	305
	C	201	235	285	280

<sup>2</sup> O corpo-de-prova CP 09 não pôde ser lido.

## GRUPO C1

	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
CP 01	272	265	305	318
CP 02	278	279	265	293
CP 03	236	292	295	268
CP 04	268	285	248	280
CP 05	208	293	262	242
CP 06	334	313	289	295
CP 07	279	265	292	300
CP 08	241	264	193	258
CP 09	297	283	315	311
CP 10	207	264	266	279
CP 11	262	295	295	229
CP 12	272	280	269	283

## GRUPO C2

	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
CP 01	95,5	149	284	280
CP 02	56,5	200	222	293
CP 03	112	220	226	245
CP 04	136	252	261	265
CP 05	90,4	167	261	301
CP 06	163	223	235	274
CP 07	97,8	214	241	282
CP 08	165	199	206	245
CP 09	227	197	259	256
CP 10	144	221	270	265
CP 11	170	248	279	280
CP 12	147	233	285	265

## APÊNDICE 4

### VALORES DE PORCENTAGEM MINERAL (EM VOLUME) EM DENTINA RADICULAR

FZ	1	34,3	32,6	32,0	32,1	31,5	33,8	32,9	33,1	29,5	32,3	31,2	31,0
	2	36,2	36,3	35,4	34,8	33,0	36,5	33,7	36,3	37,2	35,8	32,6	32,5
	3	38,9	37,8	38,2	37,6	38,3	32,0	37,0	39,1	39,4	36,4	39,2	32,8
	4	40,2	38,8	40,6	38,9	40,7	36,8	37,5	40,4	39,3	37,7	39,5	32,6
IV	1	34,5	32,8	31,2	32,0	34,7	33,6	31,5	32,8	36,8	30,8	33,4	32,8
	2	35,7	35,1	29,2	34,1	36,4	32,5	36,3	35,8	39,7	33,4	35,1	34,1
	3	37,3	36,7	35,0	38,4	37,6	38,5	38,4	39,4	39,2	34,9	34,6	36,7
	4	40,7	39,6	37,1	39,5	39,7	40,8	38,3	40,5	39,6	36,8	35,6	38,3
C1	1	39,1	40,2	38,0	41,4	37,5	38,2	35,3	39,3	39,5	37,7	35,3	42,9
	2	40,7	38,9	37,0	40,4	37,8	37,9	36,1	39,5	39,8	38,2	36,0	41,1
	3	41,8	39,1	37,3	41,4	41,3	39,8	37,2	40,8	41,5	39,3	41,4	40,0
	4	42,7	39,5	38,8	42,7	42,5	40,8	38,7	41,5	43,0	40,5	44,2	41,4
C2	1	27,8	25,4	26,6	28,1	26,3	27,1	27,2	26,2	31,0	32,9	33,4	27,8
	2	29,1	28,9	27,7	31,9	28,1	29,4	25,2	30,1	37,7	29,0	25,4	27,0
	3	36,4	36,6	37,6	35,7	40,4	36,1	30,5	41,5	38,3	34,7	28,3	37,6
	4	39,4	39,5	40,9	38,1	41,0	39,5	35,1	40,9	40,5	34,2	37,2	39,2

### ÁREA INTEGRADA EM DENTINA RADICULAR

	C1	C2	FZ	IV
1	2463,78	1976,58	2248,04	2205,09
2	2352,08	1966,28	2201,84	2158,39
3	2232,89	1977,11	2199,72	1957,79
4	2471,43	2017,62	2163,58	2166,48
5	2380,21	2044,63	2147,62	2222,50
6	2325,69	1974,22	2046,40	2155,25
7	2205,07	1720,87	2118,27	2203,19
8	2414,32	2114,55	2249,38	2238,40
9	2448,20	2245,09	2240,55	2349,45
10	2329,68	1934,68	2150,56	2044,11
11	2337,42	1736,35	2145,67	2086,17
12	2456,25	1957,95	1947,30	2124,44



## APÊNDICE 5

### VALORES DE PORCENTAGEM MINERAL (EM VOLUME) EM ESMALTE

FZ	1	73		69	82	63	69	84	65	60	64	82	69
	2	77		72	66	74	76	71	66	82	77	85	77
	3	84		77	67	75	78	78	68	84	79	86	82
	4	96		84	68	78	85	79	71	86	83	86	83
IV	1	71	67	61	63	58	67	58	69		64	70	73
	2	79	80	77	69	73	78	72	79		75	80	76
	3	82	82	80	75	81	80	77	76		78	83	83
	4	85	80	82	77	85	86	78	77		82	84	84
C1	1	82	83	77	82	73	90	83	78	85	73	81	82
	2	81	83	85	84	85	87	81	81	84	81	85	83
	3	86	81	85	79	81	84	85	71	88	81	85	82
	4	88	85	82	83	78	85	86	80	87	83	76	84
C2	1	53	44	57	61	52	98	54	67	78	63	87	63
	2	64	72	75	80	67	78	74	72	72	75	79	77
	3	84	75	78	81	81	77	78	73	81	82	83	84
	4	83	85	79	81	86	82	84	79	80	81	83	81

### ÁREA INTEGRADA EM ESMALTE

	C1	C2	FZ	IV
1	5050	4344	4799	4797
3	5016	4414	4487	4616
4	4903	4678	3955	4286
5	4867	4357	4414	4538
6	5178	4552	4635	4694
7	5004	4456	4429	4388
8	4613	4351	4034	4579
10	4831	4618	4608	4558
11	5012	4778	5108	4816
12	4958	4704	4710	4747

## ***SUMMARY***

## **SUMMARY**

Secondary caries is reported as the main cause of failure of indirect restorations. Materials with fluoride release have been recommended for patients with high risk of caries but there are no conclusive evidences of their effect on fixed prostheses. This study evaluated the influence of a resin-modified glass ionomer cement on *in vitro* caries development in enamel and root dentin around metallic restoration. The cervical portion (crown-root) of twelve third molars were sectioned in four blocks, which were randomly divided into four Groups (n=12; 1 block from each tooth/group): FZ (restoration luted with zinc phosphate cement), IV (restoration luted with resin-modified glass ionomer cement), C1 (negative control – no restoration and no cycling), and C2 (positive control – no restoration and cycling). In FZ and IV, metallic restorations were luted at crown-root junction. FZ, IV and C2 were submitted to a pH-cycling model (7 h in a demineralizing solution and 17 h in a remineralizing one for 8 cycles) at 37 °C. All blocks were sectioned, embedded in acrylic resin and polished. Enamel and root dentin demineralization were evaluated through cross-sectional microhardness Knoop measures taken at 20, 40, 60, and 80 µm of depth (from the outer surface), and at 20, 120, and 220 µm of distance from the cavity margins. Mineral loss values were calculated from Knoop hardness numbers. Data were analysed by means of ANOVA, Tukey's test (at 5% level of significance) and regression analysis. Groups FZ, IV and C2 showed demineralization in relation to C1, which was more superficial in enamel than in root dentin. In root dentin, mineral loss in FZ and IV was smaller than in C2. Distance from the cavity margins was not significant. There was no difference between resin-modified glass-ionomer cement and zinc phosphate cement concerning artificial secondary caries development in both dental substrates.

**KEY-WORDS:** Denture, Partial, Fixed Prosthesis; Dental Cements; Dental Caries; Tooth Demineralization

***REFERÊNCIAS***  
***BIBLIOGRÁFICAS***

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\***

1. 3M VITREMER. **Ionômero de vidro para cimentação**. 1995. [Perfil técnico do produto]
2. ARENDS, J., RUBEN, J.L., INABA, D. Major topics in quantitative microradiography of enamel and dentin: R parameter, mineral distribution visualization, and hyper-remineralization. *Adv Dent Res*, Washington, v.11, n.4, p.403-414, Nov. 1997.
3. \_\_\_\_\_, TEN BOSH, J.J. Demineralization and remineralization evaluation techniques. *J Dent Res*, Washington, v.71, p.924-928, Apr. 1992. [Spec. Iss.]
4. ASM – AMERICAN SOCIETY FOR METALS. Microhardness testing. In: **ASM HANDBOOK**. Materials Park, 9.ed.: ASM Internacional, 1992. v.8, p.90-103. [4. reimpr.]
5. BENELLI, E.M. *et al.* *In situ* anticariogenic potential of glass ionomer cement. *Caries Res*, Basel, v.27, n.4, p.280-284, 1993.
6. BRACKETT, W.W., METZ, J.E. Performance of a glass ionomer luting cement over 5 years in a general practice. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.67, n.1, p.59-61, Jan. 1992.

---

\* De acordo com a NBR-6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas, de 1989.  
Abreviaturas de periódicos em conformidade com o *MEDLINE Index to the Dental Literature*.

7. CHRISTENSEN, G.J. Cements used for full crown restorations: a survey of the American Academy of Esthetic Dentistry. *J Esthet Dent*, Hamilton, v.9, n.1, p.20-26, 1997.
8. CRAIG, R.G. Mechanical properties. *In: \_\_\_\_\_ Restorative dental materials*. 10.ed. Saint Louis: Mosby-Year Book, 1997. Cap. 4, p.56-103.
9. \_\_\_\_\_. Cements. *In: \_\_\_\_\_ Restorative dental materials*. 10.ed. Saint Louis: Mosby-Year Book, 1997. Cap. 8, p.172-208.
10. CREUGERS, N.H., KAYSER, A.F., VAN'T HOF, M.A. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol*, v.22, n.6, p.448-452, Dec. 1994.
11. CURY, J.A. Uso do flúor. *In: BARATIERI, L.N. et al. Dentística, procedimentos preventivos e restauradores*. 2.ed. São Paulo: Quintessence, 1992, p. 43-68.
12. DAVIDSON, C.L., HOEKSTRA, I.S., ARENDS, J. Microhardness of sound, decalcified and etched tooth enamel related to the calcium content. *Caries Res*, Basel, v.8, n.2, p.135-144, 1974.
13. \_\_\_\_\_, VAN ZEGHBROECK, L., FEILZER, A.J. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res*, Washington, v.70, n.5, p.880-882, May 1991.
14. DRUMMOND, J.L., LENKE, J.W., RANDOLPH, R.G. Compressive strength comparison and crystal morphology of dental cements. *Dent Mater*, Washington, v.4, n.1, p.38-40, Feb. 1988.

15. DUNNE, S.M., GOOLNIK, J.S., MILLAR, B.J., SEDDONT, R.P. Caries inhibition by a resin-modified and a conventional glass ionomer cement, *in vitro*. *J Dent*, Oxford, v.24, n.1-2, p.91-94, Jan./Mar. 1996.
16. ETTINGER, R.L., BERGMAN, W., WEFEL, J. Effect of fluoride on overdenture abutments. *Am J Dent*, San Antonio, v.7, n.1, p.17-21, Feb. 1994.
17. \_\_\_\_\_. *et al.* The evaluation of margins of stainless steel crowns luted with different cements. *J Dent Res*, Washington, v.76, p.155, 1997. [Abstract, 1129]
18. FEATHERSTONE, J.D.B. Consensus conference on intra-oral models: evaluation techniques. *J Dent Res*, Washington, v.71, p.955-956, Apr. 1992. [Spec. Iss.]
19. \_\_\_\_\_. Fluoride, remineralization and root caries. *Am J Dent*, San Antonio, v.7, n.5, p.271-274, Oct. 1994.
20. \_\_\_\_\_. *et al.* Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries Res*, Basel, v.17, n.5, p.385-391, Sept./Oct. 1983.
21. \_\_\_\_\_. *et al.* Enhancement of remineralisation *in vitro* and *in vivo*. In: LEACH, S.A. **Factors relating to demineralisation and remineralisation of the teeth**. Oxford: IRL Press Limited, 1986, p. 23-34.
22. \_\_\_\_\_, ZERO, D.T. An *in situ* model for simultaneous assessment of inhibition of demineralization and enhancement of remineralization. *J Dent Res*, Washington, v.71, p.804-810, Apr. 1992. [Spec. Iss.]

23. FORSS, H., SEPPÄ, L. Prevention of enamel demineralization adjacent to glass ionomer fillings materials. *Scand J Dent Res*, Copenhagen, v.98, n.2, p.173-178, Apr. 1990.
24. \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_. Studies on the effect of fluoride released by glass ionomers in the oral cavity. *Adv Dent Res*, Washington, v.9, n.4, p.389-393, Dec. 1995.
25. FORSTEN, L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.6, p.503-508, Mar. 1998. [Spec. Iss.]
26. GUGGENBERGER, R., MAY, R., STEFAN, K.P. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.6, p.479-483, Mar. 1998. [Spec. Iss.]
27. HALLGREN, A., OLIVEBY, A., TWETMAN, S. Caries associated microflora in plaque from orthodontic appliances retained with glass ionomer cement. *Scand J Dent Res*, Copenhagen, v.100, n.3, p.140-143, June 1992.
28. HALS, E., HÖYER ANDREASSEN, B., BIE, T. Histopathology of natural caries around silver amalgam fillings. *Caries Res*, Basel, v.8, n. 4, p.343-358, 1974.
29. HAMID, A. *et al.* Component release from light-activated glass ionomer and compomer cements. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.25, n.2, p. 94-99, Feb. 1998.
30. HERKSTRÖTER, F.M., *et al.* Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel. *Caries Res*, Basel, v.23, n.5, p.342-344, Oct. 1989.
31. HERSEK, N.E., CANAY, Ş. *In vivo* solubility of three types of luting cement. *Quintessence Int*, Berlin, v.27, n.3, p.211-216, Mar. 1996.



32. JOKSTAD, A., MJÖR, I.A. Ten years' clinical evaluation of three luting cements. *J Dent*, Oxford, v.24, n.5, p.309-315, Sept. 1996.
33. KANCHANAVASITA, W., ANSTICE, H.M., PEARSON, G.J. Long-term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers. *J Dent*, Oxford, v.26, n.8, p.707-712, Nov. 1998.
34. KARLSSON, S. Failures and length of service in fixed prosthodontics after long-term function. A longitudinal clinical study. *Swed Dent J*, Jönköping, v.13, n.5, p.185-192, 1989.
35. KAWASAKI, K., FEATHERSTONE, J.D.B. Effects of collagenase on root demineralization. *J Dent Res*, Washington, v.76, n.1, p.588-595, Jan. 1997.
36. KIDD, E.A.M. Caries Diagnosis within Restored Teeth. *Oper Dent*, Seattle, v.14, n.3, p.149-158, 1989.
37. \_\_\_\_\_, McLEAN, J.W. The cavity sealing ability of cemented cast gold restorations. *Br Dent J*, London, v.47, n.3, p.39-41, July. 1979.
38. \_\_\_\_\_, TOFFENETTI, F., MJÖR, I.A. Secondary caries. *Int Dent J*, Guildford, v.42, n.3, p.127-138, June 1992.
39. KNIBBS, P.J., WALLS, A.W.G. A laboratory and clinical evaluation of three dental luting cements. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.16, n.5, p.467-473, Sept. 1989.
40. KOULOURIDES, T. Summary of Session II: fluoride and the caries process. *J Dent Res*, Washington, v. 69, p. 558, 1990. [Spec. Iss.]

41. LYONS, K.M., RODDA, J.C., HOOD, J.A.A. Use of a pressure chamber to compare microleakage of three luting agents. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.10, n.5, p.426-433, Sept. 1997.
42. MARCUSSON, A., NOREVALL, L.I., PERSSON, M. White spot reduction when using glass ionomer cement for bonding in orthodontics: a longitudinal and comparative study. *Eur J Orthodont*, London, v.19, n.3, p.233-242, June 1997.
43. MC CABE, J.F. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.6, p.521-527, Mar. 1998. [Spec. Iss.]
44. McLEAN, J.W. Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements. *Quintessence Int*, Berlin, v.27, n.10, p.659-667, Oct. 1996.
45. \_\_\_\_\_, VON FRAUNHOFER, J.A. The estimation of cement thickness by an *in vitro* technique. *Br Dent J*, London, v.131, n.3, p.107-111, Aug. 1971.
46. MELBERG, J.R. Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity *in situ*. *J Dent Res*, Washington, v.71, p.913-919, Apr. 1992. [Spec. Iss.]
47. MEREDITH, N. *et al.* Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Arch Oral Biol*, Oxford, v.41, n.6, p.539-545, 1996.
48. MESU, F.P., REEDIJK, T. Degradation of luting cements measured *in vitro* and *in vivo*. *J Dent Res*, Washington, v.62, n.12, p.1236-1240, Dec. 1983.

49. METZ, J.E., BRACKETT, W.W. Performance of a glass ionomer luting cement over 8 years in a general practice. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.71, n.1, p.13-15, Jan. 1994.
50. MICHELINI, F.S. *et al.* Tensile bond strength of gold and porcelain inlays to extracted teeth using three cements. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.8, n.4, p.324-331, July./Aug. 1995.
51. MJÖR, I.A. The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.55, n.1, p.58-63, Jan. 1997.
52. MOJON, P *et al.* Short-term contamination of luting cements by water and saliva. *Dent Mater*, Washington, v.12, n.2, p.83-95, Mar. 1996.
53. MOUNT, G.J. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent*, Seattle, v.19, n.3, p.82-90, May/June 1994.
54. MUZYNSKI, B.L. *et al.* Fluoride release from glass ionomers used as luting agents. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.60, n.1, p.41-4, July 1988.
55. NAGAMINE, M. *et al.* Effect of resin-modified glass ionomer cements on secondary caries. *Am J Dent*, San Antonio, v.10, n.4, p.173-178, Aug. 1997.
56. NAVARRO, M.F.L., PASCOTTO, R.C. **Cimentos de ionômero de vidro.** São Paulo: Artes Médicas, 1998. 179 p.
57. NICHOLSON, J.W. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.6, p.485-494, Mar. 1998. [Spec. Iss.]

58. NICHOLSON, J.W., CROLL, T.P. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int*, Berlin, v.28, n.11, p.705-714, Nov. 1997.
59. ØILO, G. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J*, Guildford, v.41, n.2, p.81-88, Apr. 1991.
60. ÖZER, L., THYLSTRUP, A. What is known about caries in relation to restorations as a reason for replacement? A review. *Adv Dent Res*, Washington, v.9, n.4, p.394-402, Dec. 1995.
61. PAMEIJER, C.H., NILNER, K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swed Dent J*, Jönköping, v.18, n.1-2, p.59-67, 1994.
62. PILO, R. *et al.* Incomplete seating of cemented crowns: a literature review. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.59, n.4, p.429-433, Apr. 1988.
63. PIMENTA, L.A.F. *et al.* Inhibition of demineralization *in vitro* around amalgam restorations. *Quintessence Int*, Berlin, v.29, n.6, p.363-367, June 1998.
64. PLUIM, L.J. *et al.* Quantitative cement solubility experiments in vivo. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.11, n.2, p.171-179, Mar. 1984.
65. PURDELL-LEWIS, D.J., GROENEVELD, A., ARENDS, J. Hardness tests on sound enamel and artificially demineralized white spot lesions. *Caries Res*, Basel, v.10, n.3, p.201-215, 1976.
66. REZK-LEGA, F., ØGAARD, B., RÖLLA, G. Availability of fluoride from glass-ionomer luting cements in human saliva. *Scand J Dent Res*, Copenhagen, v.99, n.1, p.60-63, Feb. 1991.

67. ROSENTIEL, S.F., LAND, M.F., CRISPIN, B.J. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.80, n.3, p.280-301, Sept.. 1998.
68. ROULET, J.F. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent*, Oxford, v.22, Suppl 1, p. S9-S20, 1994.
69. SERRA, M.C., CURY, J.A. The in vitro effect of glass-ionomer cement restoration on enamel subjected to a demineralization and remineralization model. *Quintessence Int*, Berlin, v.23, n.2, p.143-147, Feb. 1992.
70. SHINKAI, R.S.A. *et al.* Materiais dentários em Prótese: pesquisa entre protesistas brasileiros. *Anais da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica. Divisão Brasileira da IADR*, São Paulo, p.60, 1998, [Resumo, A164]
71. SIDHU, S.K., WATSON, T.F. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: properties. *Dental Update*, London, v.22, n.10, p.429-432, Dec. 1995.
72. SILVERMAN, E. *et al.* A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, Saint Louis, v.108, n.3, p.231-236, Sept. 1995.
73. SMITH, D.C. Dental cements. Current status and future prospects. *Dent Clin North Am*, Philadelphia, v.6, n.3, p.763-792, Oct. 1983.
74. \_\_\_\_\_. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.6, p.467-478, Mar. 1998. [Spec. Iss.]

75. STANINEC, M. *et al.* Caries penetration and cement thickness of three luting agents. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.1, p.259-263, 1988. Apud ROSENTIEL, S.F., LAND, M.F., CRISPIN, B.J. Op. cit. Ref.67 e STANNARD, J.G., SORNKUL, E. Op. cit Ref.76
76. STANNARD, J.G., SORNKUL, E. Demineralization resistance and tensile bond strength of four luting agents after acid attack. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.2, n.5, p.467-473, Sept./Oct. 1989.
77. SUNDH, B., ÖDMAN, P. A study of fixed prosthodontics performed at a university clinic 18 years after insertion. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.10, n.6, p.513-519, Nov. 1997.
78. SWIFT, E.J. Effects of glass ionomers on recurrent caries. *Oper Dent*, Seattle, v.14, n.1, p.40-43, 1989.
79. TANTBIROJN, D., DOUGLAS, W.H., VERSLUIS, A. Inhibitive effect of a resin-modified glass ionomer cement on remote enamel artificial caries. *Caries Res*, Basel, v.31, n.4, p.275-280, July/Aug. 1997.
80. TEN BOSH, J.J., ANGMAR-MÅNSSON, B. A review of quantitative methods for studies of mineral content of intra-oral incipient caries lesions. *J Dent Res*, Washington, v.70, n.1, p.2-14, Jan. 1991.
81. TEN CATE, J.M. *In situ* models, physico-chemical aspects. *Adv Dent Res*, Washington, v.8, n.2, p.125-143, July 1994.
82. \_\_\_\_\_, BUIJIS, M.J., DAMEN, J.J.M. The effects of GIC restorations on enamel and dentin demineralization and remineralization. *Adv Dent Res*, Washington, v.9, n.4, p.384-402, Dec. 1995.

83. TYAS, M.J. Cariostatic effect of glass ionomer cement: a five-year clinical study. *Aus Dent J*, Saint Leonards, v.36, n.3, p.236-242, June 1991.
84. VALDERHAUG, J., *et al.* Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. *J. Dent.*, Oxford, v.25, n.2, p.97-105, Mar. 1997.
85. VAN ZEGHBROECK, L. Cements. Part I: theoretical considerations. *J Esthet Dent*, Hamilton, v.7, n.2, p.49-58, 1995.
86. VERBEECK, R.M.H. *et al.* Fluoride release process of (resin-modified) glass-ionomer cements versus (polyacid-modified) composite resins. *Biomaterials*, Oxford, v.19, n.6, p.509-519, Mar. 1998. [Spec. Iss.]
87. VIEIRA, S.; HOFFMANN, R. **Estatística Experimental**. São Paulo: Atlas, 1989. 179p.
88. WEFEL, J.S. Root caries histopathology and chemistry. *Am J Dent*, San Antonio, v.7, n.5, p.261-265, Oct. 1994.
89. \_\_\_\_\_, HEILMAN, J.R., JORDAN, T.H. Comparisons of *in vitro* root caries models. *Caries Res*, Basel, v.29, n.3, p.204-209, May/June 1995.
90. WHITE, D.J. The comparative sensitivity of intra-oral, *in vitro*, and animal models in the 'profile' evaluation of topical fluorides. *J Dent Res*, Washington, v.71, p.884-894, Apr. 1992. [Spec. Iss.]
91. \_\_\_\_\_, FALLER, R.V., BOWMAN, W.D. Demineralization and remineralization evaluation techniques – added considerations. *J Dent Res*, Washington, v.71, p.929-933, Apr. 1992. [Spec. Iss.]

92. WHITE, S.N. *et al.* Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.67, n.2, p.156-161, Feb. 1992.
93. \_\_\_\_\_, INGLES, S., KPINIS, V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.71, n.3, p.257-264, Mar. 1994.
94. \_\_\_\_\_, YU, Z. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.69, n.6, p.568-572, June 1993.
95. \_\_\_\_\_ *et al.* *In vivo* microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.71, n.4, p.333-338, Apr. 1994.
96. \_\_\_\_\_ *et al.* *In vivo* marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.74, n.1, p.25-32, July 1995.
97. WILSON, A.D. Developments in glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.2, n.5, p.438-446, Sept./Oct. 1989.
98. \_\_\_\_\_, *et al.* Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. *Br Dent J*, London, v.142, n.4, p.117-122, Feb. 1977.
99. \_\_\_\_\_, McLEAN, J.W. **Glass-ionomer cement.** Chicago: Quintessence Publishing, 1988. 274p.
100. WILSON, N.H.F., BURKE, F.J.T., MJÖR, I.A. Reasons for placement and replacement of restorations of direct restorative materials by a selected group of practitioners in the United Kingdom. *Quintessence Int*, Berlin, v.28, n.4, p.245-248, Apr. 1997.



101. WILSON, P.R. Crown behaviour during cementation. *J Dent*, Oxford, v.20, n.3, p.156-162, June 1992.
102. WRIGHT, A.B. *et al.* Clinical and microbiologic evaluation of a resin modified glass ionomer cement for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, Saint Louis, v.110, n.5, p.469-475, Nov. 1996.